

Petri Manninen

SKANNAUSNOPEUDEN VAIKUTUS PAIKKAEROTUSKYKYYN JA KOHINAN MÄÄRÄÄN SIEMENS-SYMBIA LAITTEELLA LUUSTON GAMMAKUVAUKSESSA

**SKANNAUSNOPEUDEN VAIKUTUS PAIKKAEROTUSKYKYYN JA KOHINAN MÄÄRÄÄN
SIEMENS SYMBIA LAITTEELLA LUUSTON GAMMAKUVAUKSESSA**

Petri Manninen
Opinnäytetyö
Kevät 2020
Radiografian ja sädehoidon tutkinto-
ohjelma
Oulun ammattikorkeakoulu

TIIVISTELMÄ

Oulun ammattikorkeakoulu
Radiografian ja sädehoidon tutkinto-ohjelma

Tekijä: Petri Manninen

Opinnäytetyön nimi: Skannausnopeuden vaikutus paikkaerotuskykyyn ja kohinan määrään Siemens Symbia-laitteella luuston gammakuvaus

Työn ohjaajat: Anja Henner & Anna-Leena Manninen

Työn valmistumislukukausi ja -vuosi: Kevät 2020

Sivumäärä: 37 + 6

Kokokehon luuston gammakuvaus on tavallisin isotooppitutkimus, ja se suoritetaan yleensä luunmurtumien, tulehduspesäkkeiden tai syövän metastaasien paikantamiseksi. Kuvaus perustuu potilaalle annetun radioaktiivisen lääkkeen jakauman rekisteröintiin gammakameralla. Diagnostisen kuvan aikaan saamiseksi tulee säteilypulsseja kerätä tarpeeksi paljon, jolloin kuvaus on pitkäkestoinen. Oulun yliopistollisen sairaalan (OYS) isotooppiosastolla haluttiin optimoida kuvanlaatu ja potilasannos, ja selvittää onko kuvausta mahdollista nopeuttaa.

Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää kuvausnopeuden noston vaikutus kuvan kohinan määrään ja paikkaerotuskykyyn. Mittaukset suoritettiin kuudella eri kuvausnopeudella ja eri aktiivisuuden omaavilla säteilylähteillä. Mittauksissa käytettiin isotooppiosaston Siemens Symbia gammakameraa. Tulokset analysoitiin Hermes-työasemalla, ja tulokset kirjattiin Microsoft Excel-taulukkolaskentaohjelmalla. Mittausten jälkeen kuvausnopeutta nostettiin, jonka jälkeen verrattiin yhteensä 90:n kolmella eri nopeudella suoritettujen kuvauksen pulssimääriä EANM:n (European Association of Nuclear Medicine) ohjeistukseen.

Tutkimusta ja raportointia tehdessäni perehdyin sekä kotimaiseen että ulkomaiseen alan kirjallisuuteen. Hyödynsin myös sähköisiä lähteitä, kuten EANM.org ja STUK.fi-internet-sivustoja.

Tutkimustulosten analysoinnin perusteella päädyttiin nostamaan sekä radioaktiivisen lääkkeen aktiivisuutta, että skannausnopeutta. Muutosten jälkeen luuston kokokehon gammakuvausten pulssimäärät analysoitiin potilaskuvien metatiedoista, ja todettiin kuvanlaadun pysyneen riittävän hyvänä.

Tässä tutkimuksessa ei käytetty kuvaa parantavia ohjelmistoja tai laskenta-algoritmeja. Jatkotutkimushaasteena tulisi suorittaa kohina- ja paikkaerotuskykymittaukset eri laitevalmistajien toimittamia kuvaa parantavia ohjelmia ja algoritmeja käyttäen.

Asiasanat: isotooppikuvantaminen, gammakuvaus, kuvanlaatu, optimointi, kohina

ABSTRACT

Oulu University of Applied Sciences
Degree programme in Radiography and Radiation Therapy

Author: Petri Manninen

Title of thesis: Effect of Scanning Speed on Resolution and Noise in Bone Scintigraphy on Siemens Symbia Gamma Camera

Supervisor(s): Anja Henner & Anna-Leena Manninen

Term and year when the thesis was submitted: Spring 2020 Number of pages: 37 + 6

Bone scintigraphy is the most common examination in nuclear medicine. Usually it is performed to locate bone fractures, infection focuses of cancer metastasis. The examination is based on registering the distribution of radiopharmaceuticals with a gamma camera. To obtain a diagnostic image, enough counts has to be registered. This makes the examination sustained. The nuclear medicine department of Oulu University Hospital wanted to perform optimization of image quality and radiation dose of patients, and find out if it was possible to speed up the examination.

The purpose of this research was to examine the impact of scanning speed to image noise and resolution. The research was performed in six different scanning speed, and radiation emitters with different activities. Examination was performed with Siemens Symbia gamma camera. Results were analysed with Hermes workstation, and documented with Microsoft Excel. After the research the scanning speed was raised. Count rates of 90 bone scintigraphy examinations, performed in 3 different scanning speeds, were compared against EANM (European Association of Nuclear Medicine) guidelines.

Composed guidance used during this work is based on literature of nuclear medicine, radiation law, and instructions of the department of nuclear medicine of University Hospital of Oulu.

After thorough analyzing of the results of this research, the nuclear department of Oulu University Hospital decided to raise both the scanning speed and the activity of the radiopharmaceutical. After these changes the count rates of patient images meta data were analyzed. It was discovered that the image quality had remained good.

No image enhancing programs or counting algorithms were used during this research. The research could be further developed by performing image contrast and resolution research using image enhancing programs and algorithms supplied by equipment manufacturers.

Keywords: nuclear medicine imaging, image quality, optimization, gamma camera, noise

SISÄLLYS

1	JOHDANTO	7
2	KUVAN LAATU LUUSTON GAMMAKUVAUKSESSA.....	9
2.1	Gammakameran rakenne ja toiminta	9
2.2	Isotooppitutkimuksissa käytettävät radionuklidit	10
2.3	Luuston gammakuvaus	11
2.4	Säteilyturvallisuus isotooppitutkimuksissa	12
2.5	Kuvan laatu ja siihen vaikuttavat tekijät gammakuvauksessa	13
3	TUTKIMUKSEN TARKOITUS, TAVOITTEET JA TUTKIMUSKYSYMYKSET	15
4	TUTKIMUSMETODOLOGIA.....	16
5	TUTKIMUKSEN TOTEUTUS.....	17
5.1	Aineistot ja niiden keruu	17
5.1.1	Kohinan mallinnus Tc99m-kohteilla	18
5.1.2	Paikkaerotuskyvyn mallintaminen	21
5.1.3	Potilaiden kokokehon luustokuvien kokonaispulssimäärä/projektio - tarkistaminen.....	23
5.2	Aineistojen analysointi	24
5.2.1	Kohinan mallinnuksen analysointi ^{99m} Tc-kohteilla	24
5.2.2	Paikkaerotuskyvyn mallinnuksen analysointi	25
5.2.3	Potilaiden kokokehon luustokuvien pulssimääräanalyysi	26
6	TULOKSET.....	27
6.1	Tutkimuspöydän siirtonopeuden vaikutus kuvan kohinaan.....	27
6.2	Tutkimuspöydän siirtonopeuden vaikutus paikkaerotuskykyyn	28
6.3	Kuvausnopeuden ja annosoptimoinnin vaikutus potilaskuvien säteilypulssien määrään	29
7	JOHTOPÄÄTÖKSET	31
8	POHDINTA	32
8.1	Tulosten tarkastelu	32
8.2	Tutkimuksen luotettavuus.....	33
8.3	Tutkimuksen eettisyys	33
8.4	Omat oppimiskokemukset	34
8.5	Jatkotutkimushaasteet.....	35

LÄHTEET.....	36
LIITTEET	38

1 JOHDANTO

Isotooppitutkimukset perustuvat tunnetulla fysiologisella tavalla elimistössä käyttäytyvän radioaktiivisen lääkkeen lähettämän gamma- tai positronisäteilyn kuvantamiseen (Soimakallio, Kivisaari, Manninen, Svedström & Tervonen 2005, 685.) Luuston gammakuvaus on tavallisin isotooppitutkimus, ja se suoritetaan syövän metastaasien etsimiseksi ja paikantamiseksi, sekä luunmurtumien ja tulehduksellisten muutosten paikantamiseksi luustossa. Tässä tutkimuksessa keskityttiin kokonaisen luustongammakuvaukseen, mikä on tyypillinen syövän levinneisyystutkimus. Luuston gammakuvaus suoritetaan injisoimalla radioaktiivinen lääke potilaan kyynärlaskimoon, odottamalla 2-4 tuntia lääkkeen kertymistä luustoon, ja sen jälkeen rekisteröimällä radioaktiivisen lääkkeen jakaumaa luustossa ja sen lähettämää säteilyä gammakameralla (Soimakallio ym. 2005, 43-44).

Optimointiperiaate on yksi säteilylain 859/2018 määrittämistä peruseriaateista. Koska isotooppitutkimus altistaa potilaan ionisoivalle säteilylle, on altistus rajoitettava välttämättömään kyseisen tutkimuksen suorittamiseksi ja riittävän kuvanlaadun takaamiseksi. Annetun radioaktiivisen lääkkeen aktiivisuus ja gammakameran herkkyys ja ominaisuudet vaikuttavat kuvanlaatuun. Isotooppitutkimuksessa gammakameralle täytyy tulla riittävä määrä fotoneita, jotta kuvanlaatu on hyvä. Fotonien määrää voidaan kasvattaa joko lisäämällä potilaalle annettavaa aktiivisuutta tai pidentämällä fotonien keräysaikaa. Isotooppitutkimuksia suorittaville yksiköille suunnatun vuonna 2019 suoritetun optimointia koskevan kyselyn mukaan vain yhdessä kyselyyn vastanneista yksiköistä luuston gammakuvausten aikaa oli muutettu. (Liukkonen 2020, 9.)

Tutkimuksen tarve ja rajausta tuli helmikuussa 2018 harjoitteluni aikana OYS:n isotooppiosastolta. Osastolla koettiin, ettei nykyisellä tutkimusnopeudella pystytä suorittamaan tarpeellista määrää luuston gammakuvausta. Tämän takia haluttiin selvittää, voidaanko tutkimusta nopeuttaa kuvanlaadun kärsimättä. Tutkimusongelma pystyttiin rajaamaan selkeästi, se oli kiinnostava isotooppiosaston päivittäisen työn kannalta, ja ongelmassa yhdistyivät mittaustekniikan tuntemus ja tulosten analysointi mielenkiintoisella tavalla. Minulle oli tärkeää valita omiin kiinnostuksen kohteisiini sopiva aihe. Näin myös suositellaan meneteltävän, jotta taataan tutkimuksen onnistuminen (ks. Uusitalo 2001, 57-58).

Tutkimuksen tarkoituksena oli kuvailla tutkimuspöydän liikenopeuden vaikutusta kuvanlaatuun ja paikkaerotuskykyyn. Tavoitteena oli nopeuttaa luuston gammakuvausten suorittamista, sekä opti-

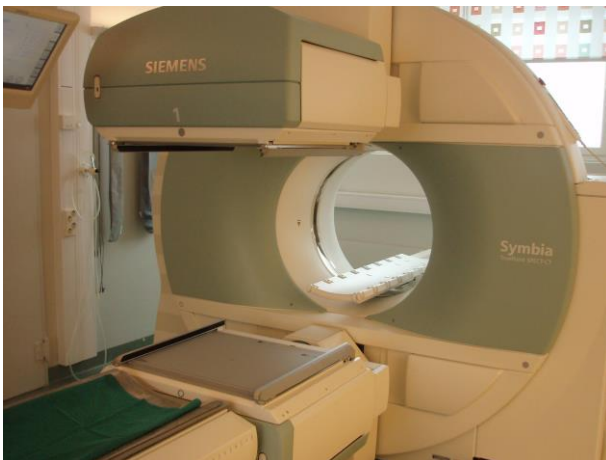
moida potilasannos ja kuvanlaatu. Tutkimuksissa käytettiin Siemens Symbia -laitetta. Kohina-analyysimittaukset suoritettiin OYS:n isotooppiosastolla laitteen omalla MHR fantomilla, johon laitettiin kartiokyvetteihin ^{99m}Tc -näytteet. Tutkimuksessa käytettävä radioaktiivinen lääke on ^{99m}Tc -HDP. Paikkaerotuskykymittaukset tehtiin ^{57}Co -paikannuslähteillä ja OYS:n isotooppiosaston laadunvarmistusmenetelmällä. Mittaukset suoritettiin kuudella eri nopeudella, kuvausnopeudet (pöydän siirtonopeus) olivat 8 cm/minuutti, 10 cm/minuutti, 12 cm/minuutti, 14 cm/minuutti, 16 cm/minuutti, ja 18 cm/minuutti.

2 KUVAN LAATU LUUSTON GAMMAKUVAUKSESSA

Isotooppitutkimusten määrä Suomessa vuonna 2015 oli 41739. Näistä 7819 oli koko kehon luustokuvauksia. (Liukkonen 2015, viitattu 19.4.2020.) Isotooppitutkimus perustuu radioaktiivisen säteilijän ja lääkeaineen yhdistelmään. Tämän radioaktiivisen lääkkeen kulkeutumista elimistössä seurataan gammakameralla. Tutkimuksilla etsitään yleensä syövän metastaaseja, tulehduspesäkeitä tai luunmurtumia. Näissä verenkierto ja osteoblastinen aktiivisuus on vilkkaampaa kuin muualla luussa. Valitsemalla oikeanlainen kantaja-aine saadaan radioaktiivinen lääke kertymään haluttuun paikkaan. (Lantto 2003, 525.) Valmiissa kuvassa radioaktiivisen lääkkeen kertymät näkyvät tummina. Tutkimuksen aikana potilas altistuu ionisoivalle säteilylle, tätä käsitellään osiossa Säteilyturvallisuus isotooppitutkimuksissa.

2.1 Gammakameran rakenne ja toiminta

Isotooppikuvauksessa säteilyn rekisteröintiin ja kuvan muodostukseen käytetään gammakameraa. Gammakamera koostuu tutkimuspöydästä ja ilmaisimista, sekä tietokoneesta. Ilmaisimien sisältä kolumaattonin, tuikekiteen, valomonistinputket, ja AD-muuntimen (analogi-digitaali-muunnin). Liikkuva tutkimuspöytä mahdollistaa pidempien kohteiden kuvaamisen. Modernissa gammakamerassa on yleensä kaksi ilmaisinpäätä, jotka voidaan asettaa keskenään vastakkain, tai johonkin kulmaan (Kuvio 1). Näin nopeutetaan tomografisen tutkimusten tekoa sekä saadaan tarvittava paikkainformaatio nopeasti (Inkinen, Manninen & Tuohi 2011, 504-555.)



Kuvio 1. Siemens Symbia gammakamera, jossa ilmaisinpäät ja tutkimuspöytä (Kuva: OYS kuvaarkisto)

Tutkittava kohde lähettää gammasäteilyä kaikkiin suuntiin, tämän vuoksi kollimaattorin tehtävä on suodattaa pois kaikki muu paitsi kohtisuoraan tuleva gammasäteily, eli absorboida kuvanmuodostuksen kannalta tarpeeton säteily kuvasta. Kollimaattori on lyijystä valmistettu levy, jossa on pieniä reikiä. Reiät voivat olla joko suorassa tai vinossa. Vinoreikäisellä kollimaattorilla saadaan aikaan suurennos (konvergoiva kollimaattori) tai pienennys (divergoiva kollimaattori), reikien suunnasta riippuen. Reiät päästävät läpi vain kuvan kannalta tarpeellisen säteilyn, estäen muun säteilyn pääsyn tuikekiteelle (Soimakallio ym. 2015, 46 - 47.) Gammakameran paikkaerotuskyky onkin riippuvainen kollimaattorista. Tämän jälkeen läpi päässyt säteily aiheuttaa tuikekiteessä valosähköisen ilmiön ja elektronien virittymisen kautta elektronien irtoamisen. Kidemateriaalin atomien elektronikehiltä irronneiden elektronien tilalle siirtyy ylemmiltä kehältä elektroneja, minkä seurauksena emittoituu UV-aallonpituista valoa. Valo havaitaan valomonistinputken valokatodilla, josta valopulssi irrottaa elektroneja. Elektronit monistuvat dynodeilla ja siirtyvät valomonistinputken anodille ja aiheuttavat virtasignaalin (Cherry, Sorenson & Phelps 2012, 195-197). Valomonistinputket siis havaitsevat ja vahvistavat elektronit ja muuttavat ne sähköisiksi impulsseiksi, jotka puolestaan muodostavat tietokoneohjelman avulla kuvan, jota voi tarkastella näytöltä. (Saarakkala 2017, viitattu 3.4.2020.)

Eri valmistajien kuvauslaitteilla on kuvaa parantavia kohinaa poistavia laskenta-algoritmeja nopeille skannausohjelmille, esim. Siemens Symbia ja Intevo -gammakameroille Pixon-algoritmi. Tämä laskenta-algoritmi kykenee parantamaan matalapulssisten kuvien kontrasti-kohinasuhdetta poistamalla kohinaa kuvista. On kuitenkin tärkeää saada riittävästi säteilypulsseja jo kuvan keräysvaiheessa, jotta pienet ja matalapulssiset kohteet eivät jää rekisteröimättä. Jos kohdetta ei ole saatua esille raakadatan keruuvaiheessa, ei sitä saada kohinan poiston tai kuvankäsittelyn avulla esille kuvauksen jälkeenkään. (Siemens, viitattu 28.5.2020.)

2.2 Isotooppitutkimuksissa käytettävät radionuklidit

Puoliintuessaan radionuklidi voi lähettää joko alfa-, beta-, tai gammasäteilyä. Sekä alfa- että betasäteily on hiukkassäteilyä. Näillä on huono läpäisykyky, ja ne jättävät suuren osan energiastaan kohteeseen. Alfa-säteily jää kohteen pintaan, betasäteily tunkeutuu lyhyen matkan kohteeseen, tästä syystä näitä säteilylajeja ei tule käyttää diagnostiikassa. Gammasäteily sen sijaan on sähkömagneettista korkeaenergistä säteilyä, joka energiallaan läpäisee koko kehon. Tämän vuoksi juuri

gammäsäteily on yleisin isotooppitutkimuksissa käytetty säteilylaji. (Ballinger, Decristoforo, Farsad, McCoubrey, O'Reilly, Ryder, Stopar, & Van der Broek. 2008, viitattu 3.4.2020.)

Isotooppikuvantamisessa käytetyn radionuklidin tulee olla energialtaan sopiva, jotta sen kehon sisältä emittoima säteily voidaan havaita tehokkaasti gammakameralla. Lisäksi käytetyn radionuklidin fysikaalisen puoliintumisaian ($T_{1/2}$) tulee olla riittävän pitkä, jotta se sopii pitkäkestoiisiin kuvauksiin. Jos puoliintumisaika on liian lyhyt, ei radioaktiivinen lääke ehdi hakeutua oikeaan kohteeseen, ja jos taas liian pitkä, aiheuttaa se potilaalle turhaa säteilyaltistusta. Näillä perusteilla yleisimmäksi käytetyksi radionuklidiksi on tullut molybdeeni-generaattorista saatava metastabiili teknetium (^{99m}Tc), jonka puoliintumisaika on 6 tuntia, ja joka säteilee 140 kiloelektronivoltin energialla (Saarakkala 2017, viitattu 3.4.2020.). Isotooppitutkimuksessa käytetty radioaktiivinen lääke on varsinaisen säteilijän, radionuklidin, ja kantaja-aineen yhdiste.

2.3 Luuston gammakuvaus

Koko kehon gammakuvaus suoritetaan mm. luustometastasoinnin tai primaarin luumetastasoinnin osoittamiseksi ja seuraamiseksi. Luuston gammakuvauksen tavoitteena on löytää ja paikantaa etäpesäkkeet mahdollisimman tarkasti. Tutkimuksen ajan potilas makaa liikkumatta tutkimuspöydällä, ja tutkimuspöytä liikkuu kamerailmaisimien välistä (kuvio 2). Käytössä oleva kuvausnopeus oli 8 cm/minuutti, joten kuvauksen kokonaiskesto on potilaan pituudesta riippuen melko pitkä, yli 20 minuuttia. Siemens Symbia-laitteella, joka on kaksipäinen, kuvataan sekä AP (anterior-posterior) – että PA (posterior-anterior) -projektiot samanaikaisesti. Jotta kuvasta tulisi hyvä, tulee potilaan maata tuo aika liikkumatta, sillä liike aiheuttaa kuvaan liikeartefaktia, jolloin mahdollisia pesäkkeitä ei pystytä paikantamaan tarkasti. Potilaan asento tuetaan tyynyn sekä käsi- ja polvitukien avulla.



Kuvio 2: Potilas isotooppitutkimuksessa (Kuva: OYS kuva-arkisto)

2.4 Säteilyturvallisuus isotooppitutkimuksissa

Suomessa tehdään vuosittain noin 40000 isotooppitutkimusta, joista suurin osa luustotutkimuksia (STUK 2015, viitattu 4.5.2020). Yhdestä isotooppitutkimuksesta potilaalle aiheutuva keskimääräinen annos on 3,8 mSv, ja luustokuvauksen aiheuttama annos 3,5 mSv. Vuonna 2018 suomalaisten keskimääräinen efektiivinen annos oli 5,9 mSv, josta 4 mSv on peräisin sisäilman radonista, ja noin 1,1 mSv luonnon taustasäteilystä. Lääketieteellisen säteilyn käytöstä aiheutui noin 0,76 mSv:n annos (Siiskonen 2020, 4).

Säteilyannosten optimoimiseksi STUK on antanut määräyksen vertailutasoista ja lisäksi potilasannoksen varmistamisesta ennen potilaalle antamista, minkä mukaan radioaktiivisen lääkkeen tai merkkiaineen aktiivisuus on mitattava aktiivisuusmittarilla ennen lääkkeen tai merkkiaineen antamista potilaalle (STUK Määräys S/4/2019).

2.5 Kuvan laatu ja siihen vaikuttavat tekijät gammakuvauksessa

Isotooppitutkimuksilla saadaan selville sairauksien aiheuttamia fysiologisia ja biokemiallisia muutoksia kudoksissa ja elimissä ja etsitään kasvainten tai tulehduspesäkkeiden sijaintia. Gammakuvausella ei siis haeta tarkkaa elimen anatomista rakennetta kuten perinteisellä natiiviröntgenkuvalla. Isotooppikuvantamisen tärkein tehtävä on saada elimistön toimintaan osallistuvan radioaktiivisen lääkkeen korostamat elimet erottumaan mahdollisimman tarkasti taustasta. Kuvanlaatuun vaikuttaa potilaan saama annos ja kuvausaika sekä säteilyn vaimentuminen kudoksessa. Myös potilaan suuri koko voi vaikeuttaa hyvän kuvan saantia. (IAEA 2020, viitattu 25.4.2020.)

Kuvanlaatuun vaikuttaa kolme mitattavissa olevaa tekijää: kontrasti (radioaktiivisen lääkkeen tehostamien luiden tai elimien erottuminen toisistaan), kohina (satunnainen kohina liittyy radioaktiivisen lääkkeen hajoamisen seurauksena rekisteröitävien säteilyn pulssien määrään tietyllä kuva-alueella (counts per unit area), esim. matalapulssisessa kuvassa kohina häiritsee kohteiden erottumista taustasta) ja paikkaerotuskyky (yksityiskohtien erottuminen ja terävyys). Nämä kolme tekijää vaikuttavat kuvaan yhtenä kokonaisuutena, joten kuvan laatuun ei voi vaikuttaa muuttamalla vain yhtä näistä. Jos esimerkiksi paikkaerotuskykyä parannetaan, myös kohinan määrä kasvaa (Cherry ym. 2012, 233.) STUK on antanut suurimman sallitun poikkeaman puoliarvoväytenä (FWHM) gammakameran paikkaerotuskyvylle. Paikkaerotuskyvyn tulee olla ≤ 6 mm, ja kokokehon kuvauksessa ≤ 12 mm (STUK S/5/2019, liite 5.)

Saavuttaakseen riittävän kontrastin kuvattavan kohteen erottumiseksi taustakohinasta ja määrittääkseen kuvauskohteen sijainnin, joutuu gammakamera keräämään pulsseja pitkän aikaa (Cherry ym. 2012, 196-197.) EANM:n suosituksen mukaan kokokehon kuvauksen pulssimäärän tulee olla yli 1,5 miljoonaa pulssia, ja skannausnopeuden 10-15 cm minuutissa (Van den Wyngaert, Strobel, Kampen, Kuwert, van der Bruggen, Mohan, Gnanasegaran, Delgado-Bolton, Weber, Behesti, Langsteger, Giammarile, Mootaghy & Paycha 2016, 1730). Potilaan kuvien pulssimäärää arvioitaessa tulee kuitenkin kiinnittää huomiota potilaan virtsarakon aiheuttamaan pulssimäärään. Radioaktiivinen lääke erittyy munuaisten kautta virtsaan, ja täysi virtsarakko saattaa tuottaa pulssimäärällä mitattuna hyvän kuvan, mutta kuva ei kuitenkaan ole diagnostinen, koska täysi virtsarakko saattaa peittää alleen oikeita löydöksiä. Tämän vuoksi on ensiarvoisen tärkeää, että potilas tyhjentää virtsarakkonsa ennen kuvausta. Jotta vältetään liikkeen kuvaan aiheuttamalta artefaktalta, tulee potilaan pysyä liikkumatta koko tutkimuksen ajan.

Lisäksi kuvan paikkaerotuskykyyn vaikuttava tekijä on tutkimuspöydän liikenopeus. Kuten aiemmin todettiin, kuvan muodostuminen tarvitsee tarpeeksi gammasäteilypulsseja, ja kun kuvausnopeutta nostetaan, ei kamera ehdi kerätä pulsseja tarpeeksi paljon. Tutkimuksen tekoheikellä käytössä ollut kuvausnopeus oli 8 cm/minuutti, ja kuvausmatkan pituus määritellään lisäämällä potilaan pituuteen 10 cm ”pelivaraa”. Tällöin esimerkiksi 170 cm pitkän potilaan varsinainen kuvausmatka on 180 cm. Kuvauksen kesto voidaan laskea, kun jaetaan 180 cm / 8 cm/min, saadaan kuvauksen kestoksi 22,5 minuuttia. Tämä tapa on todettu käytännössä toimivaksi hyvän kuvan aikaan saamiseksi. Tässä ajassa potilaan liikkeestä aiheutuvan artefaktin riski kasvaa kuitenkin suureksi. Pahimmassa tapauksessa kuvaus saatetaan joutua uusimaan liikeartefaktin takia.

Paikkaerotuskyky

Paikkaerotuskyvystä puhuttaessa viitataan tuotetun kuvan terävyyteen ja yksityiskohtaisuuteen. Näihin seikkoihin vaikuttavat mm. kuvausnopeus, tutkimuskohteen liike (esim. hengityksen aiheuttama), tai vaikkapa tutkimuksessa käytetty kollimaattori. Gammakuvauksissa ei kuitenkaan koskaan päästä esim. tavallisen natiiviröntgenkuvan tarkkuuteen (Cherry ym. 2012, 233, 234.)

Kontrasti

Kontrasti tarkoittaa kuvan erottelukykä, eli miten intensiteetiltään eri kohteet ja elimet erottuvat toisistaan (Cherry ym. 2012, 233, 234.)

Kohina

Kohina tarkoittaa kuvan epätasaisuutta, joka saattaa johtua esimerkiksi radioaktiivisen lääkkeen epätasaisesta jakautumisesta kohde-elimessä, elinten päällekkäin kuvautumisesta (esim. kylkiluut saattavat häiritä sydämen toimintaa kuvattaessa), tai satunnaisesta vaihtelusta säteilypulssausnopeuteen ja radioaktiivisen lääkkeen aktiivisuuteen liittyen. (Cherry ym. 2012, 233, 243.) Kohinan määrä on kääntäen verrannollinen annoksen neliöjuureen, eli annoksen puolittuessa kohinan määrä kasvaa 40% (Cherry ym. 2012, 244).

3 TUTKIMUKSEN TARKOITUS, TAVOITTEET JA TUTKIMUSKYSYMYKSET

Opinnäytetyön aiheen sain OYS:n isotooppiosastolta. Tarkoituksena oli kuvailla tutkimuspöydän liikenopeuden vaikutusta kuvan laatuun ja paikkaerotuskykyyn. Tavoitteena oli nopeuttaa luuston gammakuvauksen suorittamista, sekä optimoida potilasannos ja kuvanlaatu. Tutkimuksen nopeuttaminen vähentäisi liikeartefaktin määrää, sekä kenties mahdollistaisi useamman tutkimuksen suorittamisen päivän aikana. Lisäksi lyhyemmät tutkimusajat voivat parantaa potilastyytyväisyyttä. Tässä työssä ei ole käytetty kuvaa parantavia ohjelmistoja (katso s.9), vaan on vertailtu suoraan eri kuvausnopeuksilla kerättyjä kuvia toisiinsa.

1. Kuinka tutkimuspöydän siirtonopeuden nostaminen vaikuttaa kuvan kohinaan?
2. Kuinka tutkimuspöydän siirtonopeuden nostaminen vaikuttaa kuvan paikkaerotuskykyyn?
3. Kuinka kuvausnopeuden nosto ja annosoptimointi vaikuttaa potilaan kokokehon luustokuvauksen pulssimäärään?

4 TUTKIMUSMETODOLOGIA

Tutkittavaan ilmiöön vaikuttava tekijä on tunnettu, ja sen muutoksen vaikutusta mitataan. Kvantitatiivisen, eli määrällisen, tutkimuksen tunnusmerkit siis täyttyvät. Kvantitatiiviselle tutkimukselle tyyppillisesti tutkijan rooli on puhtaasti objektiivinen tarkkailija, ja tutkimuksen tarkoituksena on selvittää syy-seuraussuhteiden voimakkuutta. (Kananen 2011, 13-15.)

Tutkimuksen tarkoituksena oli mitata siirt nopeuden vaikutusta kuvan kohinaan ja paikkaerotuskykyyn. Kyseessä oli siten kokeellinen tutkimus, jossa mitattiin yhden käsiteltävän muuttujan vaikutusta yhteen tai useampaan muuttujaan (kuvausnopeuden vaikutus kohinaan ja paikkaerotuskykyyn), ja mitattiin muutokset numeerisesti. Lisäksi tutkimuksen tulos oli ennakoitavissa; kuvausnopeuden muutos vaikutti kohinaan ja paikkaerotuskykyyn, kyseessä oli siis hypoteesin testaaminen (Hirsjärvi, Remes & Sajavaara 2017, 134.)

Tämä tutkimus oli kokeellinen, ja tuloksia sovelletaan OYS:n isotooppiosaston luuston kokokehon gammakuvauksen optimointiin. Aineisto kerättiin määrällisen tutkimuksen menetelmiä käyttäen, tutkimus oli siis kvantitatiivinen. Pulssimäärien mittaamiseen ja analysoimiseen käytettiin kokeellisia mittauksia ja tilastollisia menetelmiä (Holopainen & Pulkkinen 2003, 17, 18, 24.)

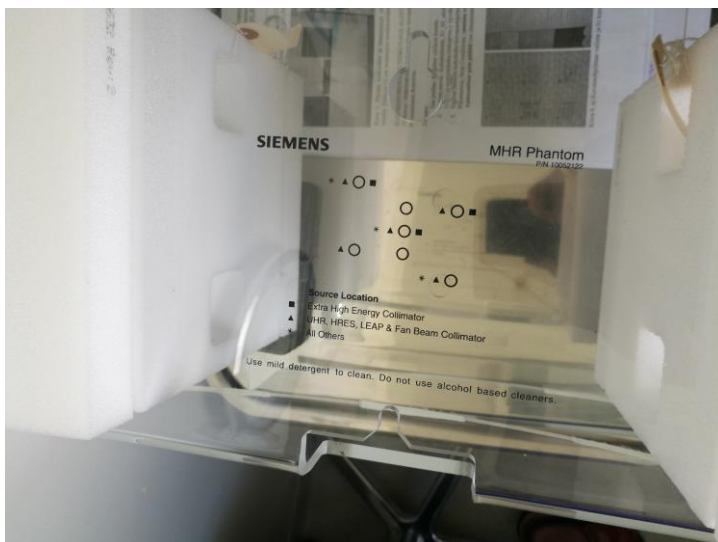
Kanasen (2011, 123) mukaan kvantitatiivisen tutkimuksen reliabiliteetti on helppo todentaa, sillä jos tutkimuksen kaikki vaiheet on dokumentoitu tarpeeksi tarkasti, voidaan tutkimus toistaa. Tässä työssä käytetyt laitteistot ja säteilijät on dokumentoitu tarkasti, joten käytettäessä samoja laitteita ja samaa säteilijää, tämä tutkimus on hyvin toistettavissa. Tämä lisää tutkimustuloksen luotettavuutta, ja tutkimustuloksia voidaan pitää objektiivisina, eli tutkimuksen tekijät eivät itse pysty vaikuttamaan tutkimustuloksiin.

5 TUTKIMUKSEN TOTEUTUS

Tutkimus suoritettiin OYS:n isotooppiosastolla Siemens Symbia-gammakuvauslaitteella tutkimusta varten suunnitelluilla testikappaleilla. Tutkimus suoritettiin iltapäivällä varsinaisen työajan jälkeen. Laitteella oli suoritettu samana aamuna päivittäiset laadunvarmistustestit osaston röntgenhoitajien toimesta, ja laite oli ollut päivän ajan tavanomaisessa tutkimuskäytössä. Tutkimuksen teossa ei ollut käytössä kohinanpoisto-ohjelmistoa. Tutkimuksessa käytettiin LEHR (Low Energy High Resolution) -kollimaattoria.

5.1 Aineistot ja niiden keruu

Tutkimus suoritettiin käyttäen Siemens Symbia gammakuvauslaitetta, jossa oli käytössä LEHR kollimaattori, ja Siemensin MHR (Multiple Head Registration) kohdefantomia (kuvio 3) kohinan mallinnukseen. Kohdefantomilla mallinnettiin eri aktiivisuuden omaavien kohteiden erottuminen taustasta eri siirtonopeuksia käyttäen. Lisäksi paikkaerotuskyvyn mallintamiseen käytettiin paikkaerotuskykyfantomia, jossa säteilylähteinä käytettiin kahta ^{57}Co -pistelähdettä.



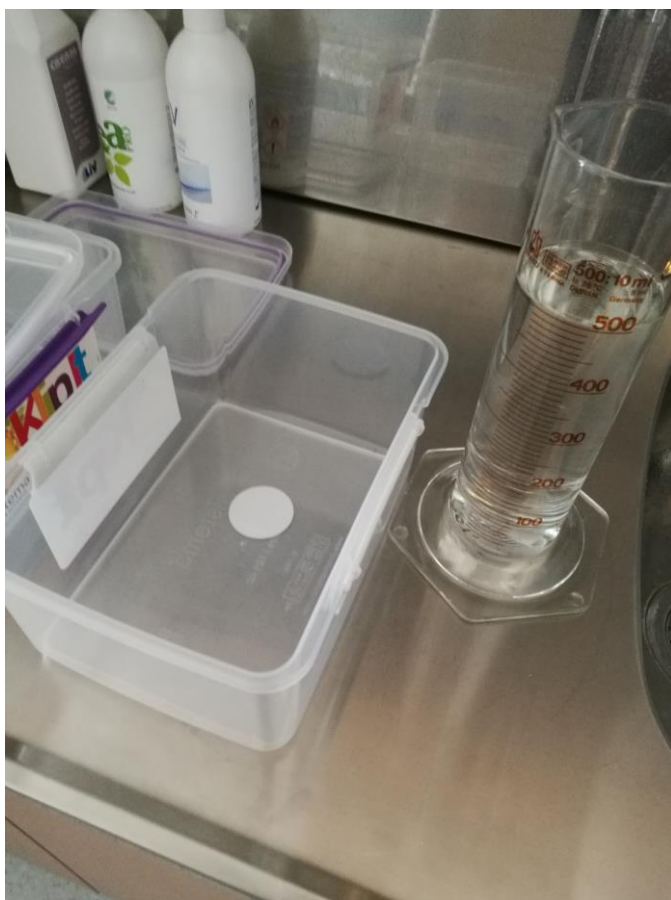
Kuvio 3. Siemens MHR kohdefantom (Kuva: Petri Manninen)

Aineisto kerättiin kuudella kuvausnopeudella: 8 cm/min (Tutkimuksen tekohetkellä käytössä ollut kuvausnopeus), 10 cm/min, 12 cm/min, 14 cm/min, 16 cm/min ja viimeiseksi 18 cm/min. Saadut tulokset kirjattiin Microsoft Excel -taulukkolaskentaohjelmalla. Jotta saataisiin selville nopeuden

muutoksen vaikutuksen kliinisessä työssä, analysoitiin nopeuden nostamisen jälkeen 75:n potilas-kuvan pulssimäärät kolmella eri kuvausnopeudella, ja verrattiin pulssimääriä EANM:n suosituksiin.

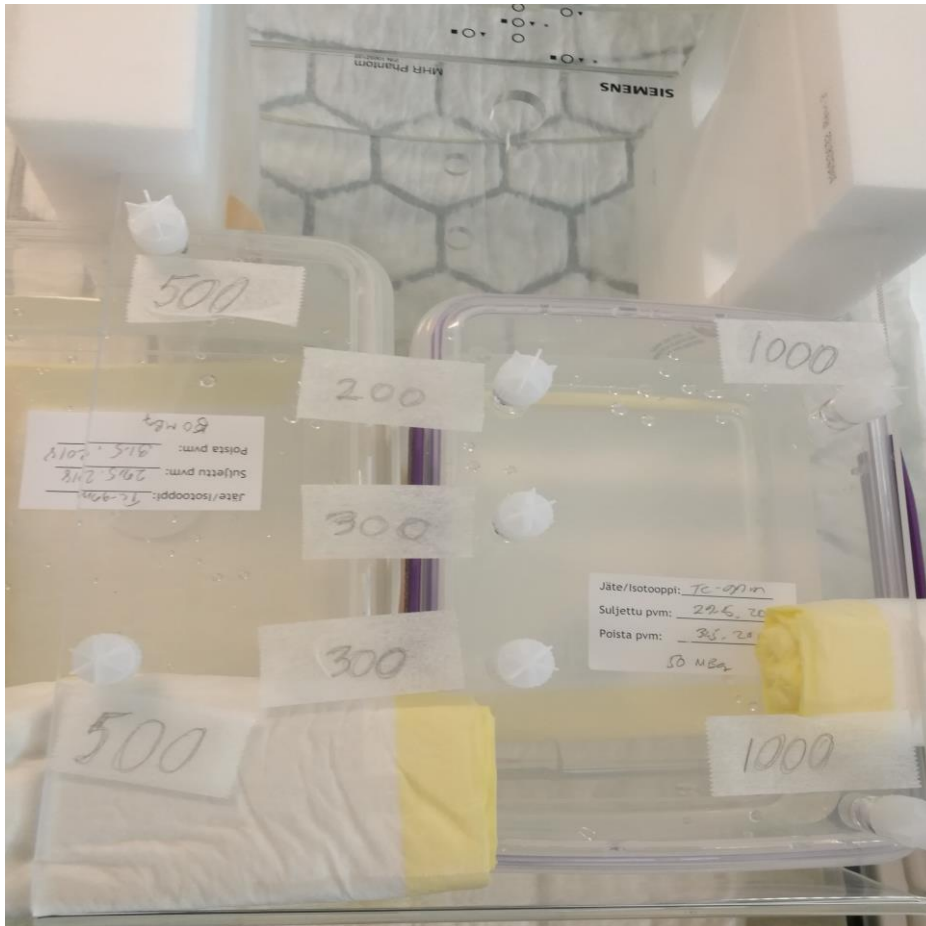
5.1.1 Kohinan mallinnus Tc99m-kohteilla

Kohinan mallintamisessa käytettiin tausta-aktiivisuutta kahdessa altaassa, joihin kumpaankin mitattiin 500 ml ^{99m}Tc -eluaatti-vesi-seosta, jonka aktiivisuus oli 50 MBq. Altaat mallinsivat vartalon tausta-aktiivisuutta (Kuvio 4).



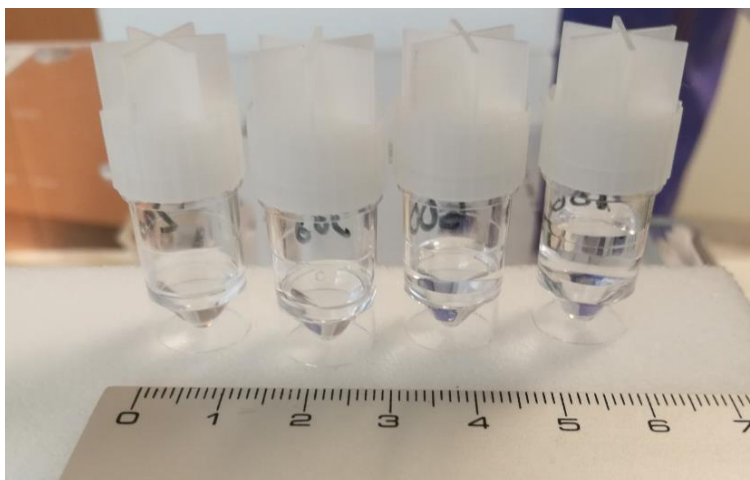
Kuvio 4: Vartalon tausta-aktiivisuutta kuvaava allas (Kuva: Petri Manninen)

Altaan päälle asetettiin Siemens Symbian MHR-kohdefantomi, johon asetettiin eri tilavuuksisia kohteita: 2 kpl 1000 μl (1,6 MBq), 2 kpl 500 μl (0,7 MBq), 2 kpl 300 μl (0,5 MBq), ja 1 kpl 200 μl (0,3 MBq) (kuvio 5).



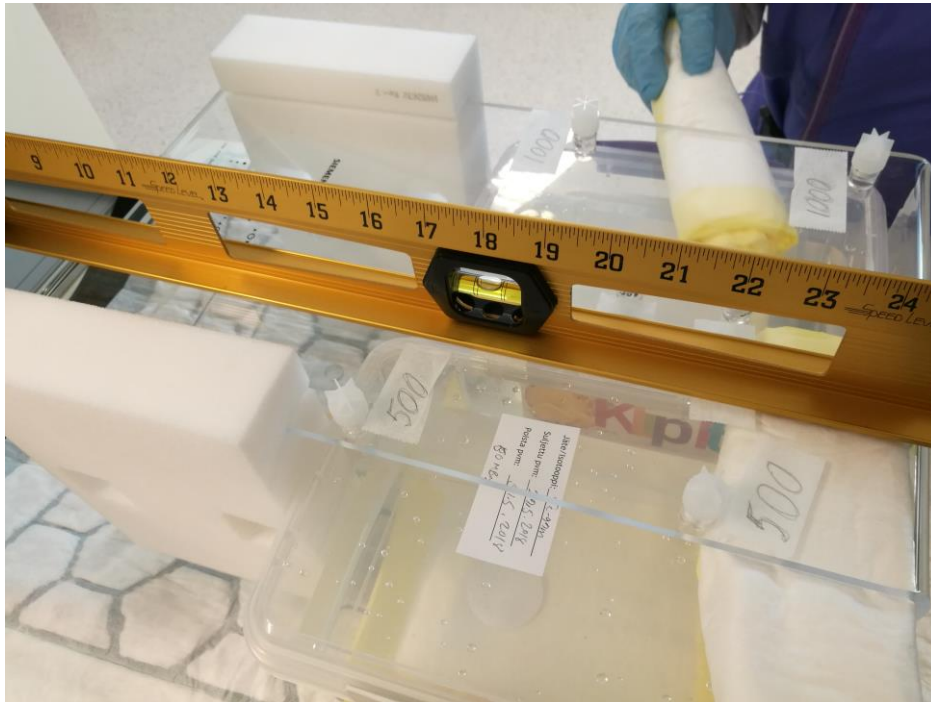
Kuvio 5 Kohinanmallinnusfantom (Kuva: Petri Manninen)

Kohteet valmistettiin pipetoimalla kartiokyvetteihin (kartion muotoinen mittausastia) ^{99m}Tc -eluaattia eri aktiivisuuksilla (Kuvio 6).



Kuvio 6: Kartiokyvetit eri aktiivisuuksilla ja tilavuuksilla (Kuva: Petri Manninen)

Fantom asetettiin tutkimuspöydälle tarkasti vaakatasoon, jotta taustan nestepinnat olisivat suorassa. Näin saatiin taustan aktiivisuus mahdollisimman tasaiseksi. Suoruus tarkistettiin vatupassilla (Kuvio 7).



Kuvio 7: Kohinan mallinnus fantomin suoruuden tarkistus (Kuva: Petri Manninen)

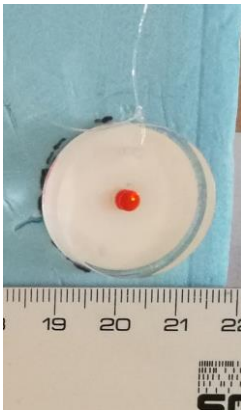
Kun fantomin suoruus oli varmistettu, tuettiin fantom paikalleen kiilatyynyillä ja muilla apuvälineillä, ja lopuksi varmistettiin fantomin paikallaan pysyminen teipillä (Kuvio 8).



Kuvio 8: Kohinanmallinnusfantom tuettuna paikallaan (Kuva: Petri Manninen)

Fantom skannattiin 8 cm/min (tutkimuksen tekohetkellä käytössä ollut kuvausnopeus), 10 cm/min, 12 cm/min, 14 cm/min, 16 cm/min ja viimeiseksi 18 cm/min käyttäen Siemensin luuston kokokehon kuvausohjelmaa.

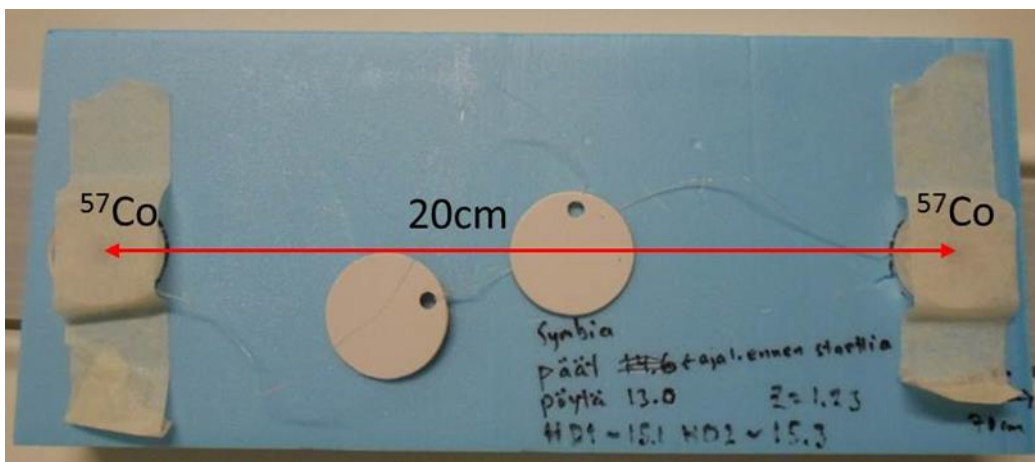
Pulssimäärän muutoksen mallintamiseen eri kuvausnopeuksilla käytettiin myös ^{57}Co -pistelähdettä (kuvio 9). Pistelähde kuvattiin edellä mainituilla nopeuksilla. Tuloksista laskettiin ROI-analyysin avulla pulssit, ja niiden muutosprosentti verrattuna 8 cm/min nopeuteen.



Kuvio 9: ^{57}Co pistelähde (Kuva: Petri Manninen)

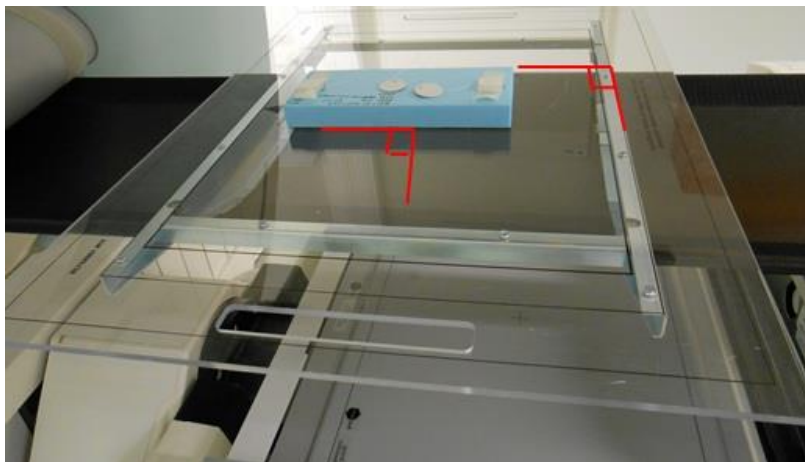
5.1.2 Paikkaerotuskyvyn mallintaminen

Paikkaerotuskyvyn mallintamiseksi käytettiin kahta ^{57}Co -pistelähdettä. Nämä asetettiin viivaimen avulla kohtisuoraan 20 cm:n etäisyydelle toisistaan OYS:n laadunvarmistusmenetelmäohjeen mukaisesti (Kuvio 10).



Kuvio 10: Paikkaerotuskyvyn mallintamiseen tehty fantom (Kuva: Anna-Leena Manninen)

Fantom aseteltiin kuvauspöydälle kohtisuoraan kuvaussuuntaan nähden (Kuvio 11).



Kuvio 11: Fantomin asettelu kuvauspöydälle (Kuva: Petri Manninen)

Gammakameran ilmaisimet asetettiin siten, että ilmaisimen pinnasta ^{57}Co -pistelähteen pintaan oli 15 cm (Kuvio 12).



Kuvio 12: Etäisyyksien tarkistus mitan avulla (Kuva: Anna-Leena Manninen)

^{57}Co -kohde skannattiin samoilla nopeuksilla: 8 cm/min, 10 cm/min, 12 cm/min, 14 cm/min, 16 cm/min, ja 18 cm/min.

5.1.3 Potilaiden kokokehon luustokuvien kokonaispulssimäärä/projektio -tarkistaminen

Kokokehon luustokuvien kokonaispulssimäärä tarkistettiin Hermes-ohjelmiston avulla DICOM-metatiedostosta (Kuvio 13). Tiedot haettiin yhteensä 90:n potilaan kokokehon kuvista eri kuvausnopeuksilla: 30 potilaan 8 cm/min (550 MBq), 30 potilaan 10 cm/min (670MBq), ja 30 potilaalle 12 cm/min (670MBq) kuvausnopeuksille. Jokaisen kuvan metatiedoista poimittiin kokonaispulssimäärä (total counts). Sairaala fyysikko haki kuvadatan arkistosta, ja tiedot käsiteltiin anonymisti. Tiedoista poimittiin kokonaispulssimäärät, syötettiin ne Excel-taulukkoon, ja laskettiin niistä keskiarvo ja hajonta / kuvausnopeus. Tulokset taulukoitiin ja verrattiin EANM-guidelines-ohjeistukseen, jossa hyvän kuvan pulssimääräksi määritetään 1,15 miljoonaa pulssia/projektio.

```

!Static Study (each frame) :=
!image number := 1
!matrix size [1] := 256
!matrix size [2] := 1024
!scaling factor (mm/pixel) [1] := 2.3975999
!scaling factor (mm/pixel) [2] := 2.3975999
!number format := unsigned integer
!number of bytes per pixel := 2
image duration (sec) := 1010.176
image start time := 11:43:42
label := R Anterior L
!maximum pixel count := 151
total counts := 1746385
camera zoom factor := 1
NUD/rescale intercept := 0
NUD/rescale slope := 1
NUD/collimator name := @18887624
NUD/collimator type := PARA
NUD/imagePlane := 1|-8.742278e-008|0|0|0|-1
NUD/Window level type := MINMAX
NUD/Window level lower := -5.00000000e-01
NUD/Window level upper := 150.5

```

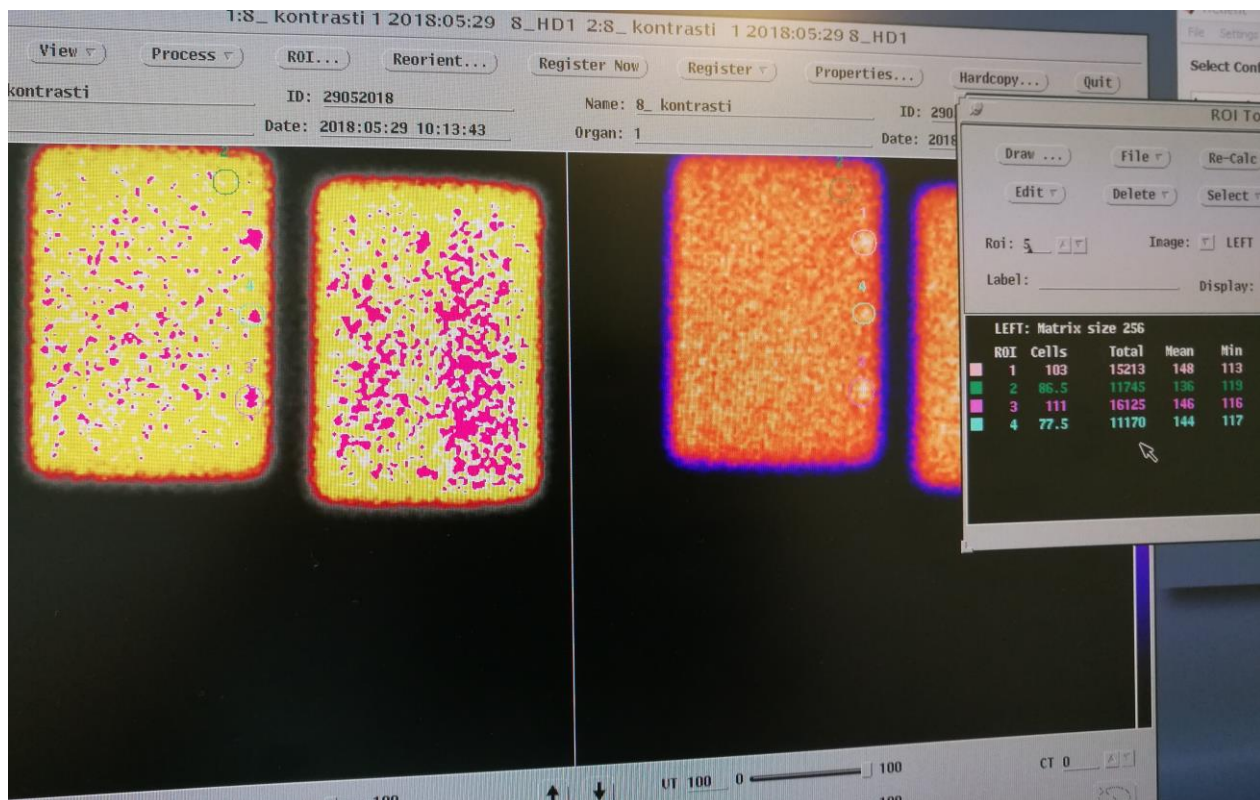
Kuvio 13: Potilaskuvan anteriorisen projektion metatiedot. (Kuva: Petri Manninen)

5.2 Aineistojen analysointi

Kerätyt aineistot analysoitiin tutkimuskysymyksittäin.

5.2.1 Kohinan mallinnuksen analysointi ^{99m}Tc-kohteilla

Jokaisesta kohina-mallinnuskuvasta (kuvio 5, sivu18) eri kuvausnopeuksilla tehtiin ROI-analyysi (ROI = Region Of Interest, mielenkiinnon kohde) (Kuvio 14) jossa määritettiin taustan (vartalo) ja eri kokoisten kohteiden kokonaispulssit piirretyltä alueelta.



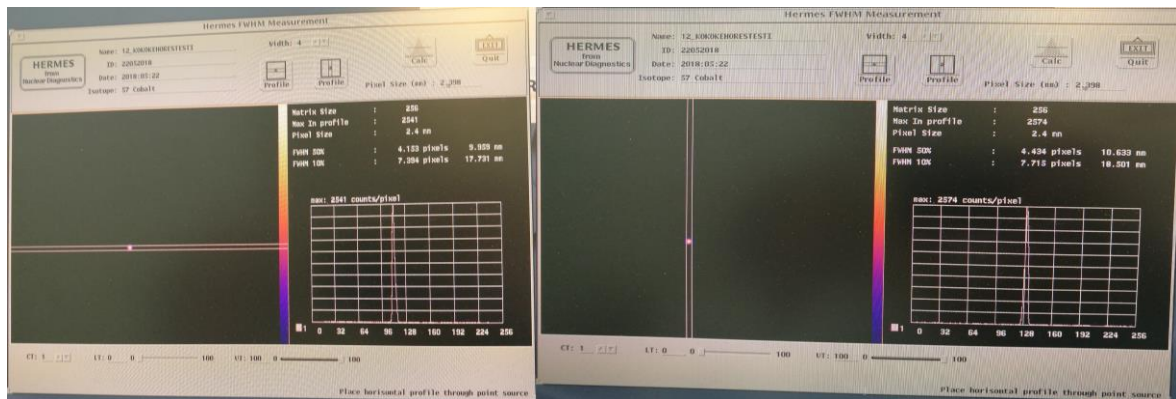
Kuvio 14: Kohina-analyysiin käytetyt ROI-alueet ja niiden analysointi Hermes-työasemalla (Kuva: Petri Manninen)

Pulssien määrä standardisoitiin analyysien välillä laskemalla skaalauskerroin 100 pikseliä/piirretyn ROI:n pikselien määrä. Tällä skaalauskerroimella kerrottiin piirretyn ROI:n kokonaispulssit, jotta kohinan määrän vertailu olisi mahdollista (Liite 1). Kohteiden pulssien keskiarvoista laskettiin kohinan arvo kaavalla $1/N^{0.5}$ (ks. 13) ja analysoitiin Microsoft Excel-taulukkolaskentaohjelmalla kohinan käyttäytymistä eri skannausnopeuksilla sekä eri kokoisilla ja eri aktiivisuuden omaavilla kohteilla (Liite 2).

5.2.2 Paikkaerotuskyvyn mallinnuksen analysointi

Paikkaerotuskykymittausten tulokset analysoitiin Hermes-työasemalla, jolla määritettiin ^{57}Co -kohteen tarkka paikka profiilista, ja laskettiin skaalaustekijä kahden 200 mm etäisyydelle asetetun ^{57}Co -kohteen ja kuvauksessa määritetyn välimatkan avulla, ja lopuksi laskettiin Excel-ohjelmalla tarkka profiilin maksimin paikka. Tämä tehtiin molemmille pisteille kaikilla skannausnopeuksilla. Profiilin maksimin paikka laskettiin kaavalla $k2+(y3-y1) / (2*(2*y2-y1-y3))$ (OYS laadunvarmistusohje), missä on käytetty paraabelin huipun määrittämisen kaavaa. Lisäksi erotuskyky määritettiin

sekä X- että Y-akselin suuntaisesti Hermes Quality Control -ohjelmalla molemmille ^{57}Co -kohteille kaikilla kuvausnopeuksilla (Kuvio 15).



Kuvio 15: X- ja Y-akselien erotuskyvyn määrittäminen Hermes-ohjelmistolla. (Kuva: Petri Manninen)

Saadut X- ja Y-akselin tulokset syötettiin Excel-taulukoon (Liite 3), joka laski pisteiden keskiarvon jokaiselle kuvausnopeudelle ja pisteelle. Tulokset esitetään kuvaajana kohdassa 6.2.

5.2.3 Potilaiden kokokehon luustokuvien pulssimääräanalyysi

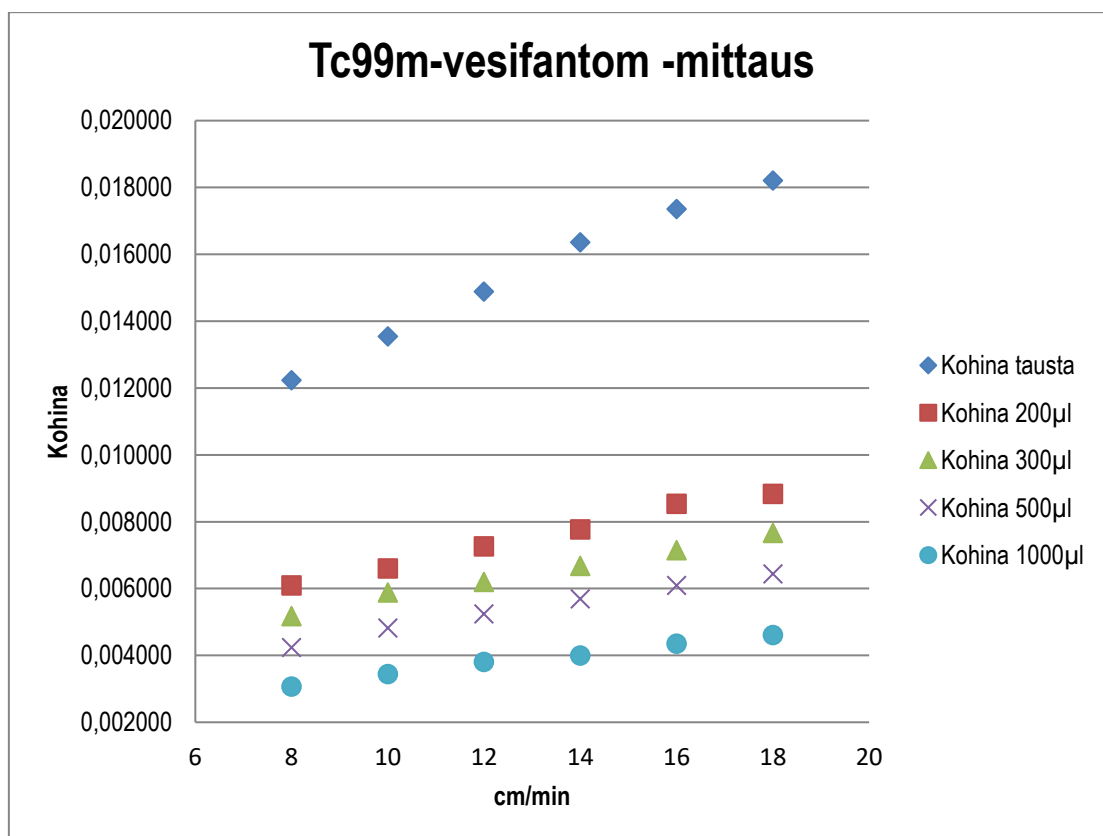
Kokokehon luustokuvien pulssimääräanalyysi tehtiin yhteensä 90:n potilaan kokokehon kuvista kolmella eri kuvausnopeudella (8 cm/min, 10 cm/min, ja 12 cm/min). Jokaisen anonymisoidun potilaan luustokuvan metatiedoista poimittiin kokonaispulssimäärät/projektio, ja syötettiin ne Excel-taulukkoon. Taulukon avulla niistä laskettiin keskiarvo ja hajonta/kuvausnopeus. Tulokset taulukoitiin ja verrattiin EANM-guidelines-ohjeeseen, jossa hyvän kuvan pulssimääräksi määritetään 1,5 miljoonaa pulssia/projektio.

6 TULOKSET

Mittaustuloksia analysoitiin Excel-taulukkoita ja -kuvaajia käyttäen. Analyysin lopputuloksena esitettiin kuvausnopeuden kasvattamisen vaikutus kohinaan ja paikkaerotuskykyyn selkeinä kuvaajina. Tulokset esitetään tutkimuskysymyksittäin.

6.1 Tutkimuspöydän siirtonopeuden vaikutus kuvan kohinaan

Kohina-analyysin tulokset syötettiin Excel-taulukkoon ja niistä piirrettiin kuvaaja (Kuvio 16). X-akselilla esitetään kuvausnopeus, ja Y-akselilla kohinan määrä. Kuvio 16 näyttää selkeästi, kuinka kohinan määrä kasvaa kuvausnopeuden noustessa.



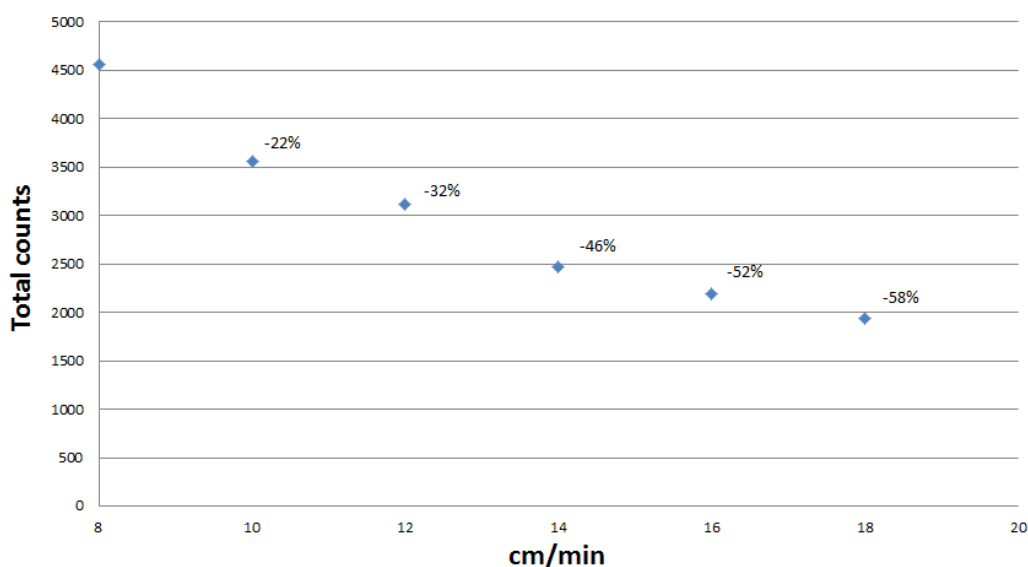
Kuvio 16: Kohinan käyttäytyminen eri aktiivisuuksilla, tilavuuksilla, ja skannausnopeuksilla

Kuvaajasta voidaan myös päätellä, että kuvausnopeuden noston aiheuttamaa kohinan kasvua voidaan kompensoida nostamalla aktiivisuutta. Esimerkiksi 8 cm/min kuvatussa 200 µl:n (0,3 MBq) pisteessä kohinan määrä on likimain sama kuin 16 cm/min nopeudella kuvatun 500 µl:n (0,7 MBq)

pisteessä. Lisäksi kuvaajasta nähdään, kuinka matalapulssisen taustan kohina kasvaa suhteellisesti enemmän kuin pistelähteiden kohina kuvausnopeuden kasvaessa, ja tämä heikentää pistelähteiden erottumista taustasta.

^{57}Co -pistelähteellä tehtyjen pulssimäärämittausten tulokset esitetään kuviossa 17. X-akselilla pulssimäärä, ja Y-akselilla kuvausnopeus.

Kokonaispulssimäärän (total counts) muutos eri skannausnopeuksilla verrattuna 8 cm/min skannausnopeuteen Co-57-pistelähde

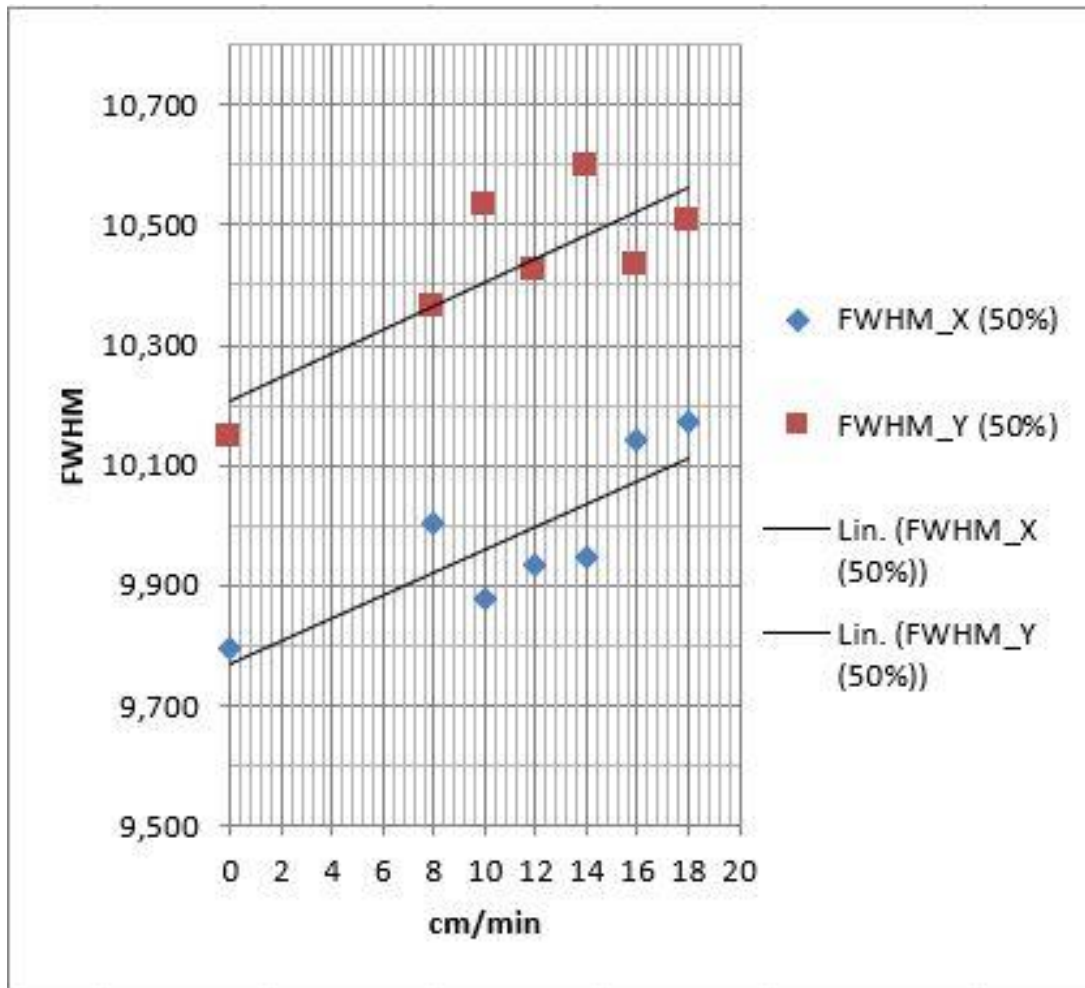


Kuvio 17: Pulssimäärän muutos skannausnopeuden kasvaessa (Kuva: Petri Manninen)

Kuviosta huomataan hyvin, kuinka kerättyjen pulssien määrä pienenee kuvausnopeuden kasvaessa. Kuvausnopeuden kaksinkertaistuessa kokonaispulssimäärä laskee 52%.

6.2 Tutkimuspöydän siirtonopeuden vaikutus paikkaerotuskykyyn

^{57}Co -lähteillä mitatut tulokset kirjattiin Excel-taulukkoon, jonka avulla saadaan kummallekin pisteelle jokaisella kuvausnopeudella (X-akseli) lasketuksi puolivaleveys (FWHM) (Y-akseli). Näistä luvuista piirrettiin kuvio 18.



Kuvio18: Resoluution käyttäytyminen nopeuden kasvaessa.

Kuviosta 18 voidaan nähdä, että aktiivisuuden pysyessä samana ja kuvausnopeuden kasvaessa paikkaerotuskyky heikkenee. Heikkenemistä tapahtuu enemmän pöydän siirtosuunnassa (FWHM Y). Vaikka havaintopisteissä on hajontaa, on niissä kuitenkin havaittavissa lineaarinen riippuvuus kuvausnopeuden ja puoliarvoleveyden välillä.

6.3 Kuvausnopeuden ja annosoptimoinnin vaikutus potilaskuvien säteilypulssien määrään

Pulssimäärät kerättiin luuston gammakuvauksen potilaskuvien metatiedoista. Taulukosta 1 voidaan päätellä, että EANM:n hyvän kuvan kriteeri (1,5 miljoonaa pulssia/projektio) täyttyy kaikilla nopeuksilla ja aktiivisuuksilla. Pulssimääräanalyysin koko materiaali esitetään liitteessä 4.

TAULUKKO 1. Pulssimäärät metatiedoista

Kuvasno- peus ja aktiivi- suus	Potilas- määrä	AP-projekti- oiden puls- sien kes- kiarvo	Hajonta	PA-projektioi- den pulssien keskiarvo	Hajonta
8 cm/min, 555 MBq	30	2555613	± 622308	2350550	± 616853
10 cm/min, 670 MBq	30	2780320	± 633347	2547567	± 610215
12 cm/min, 670 MBq	30	2133472	± 506317	1951502	± 421736

7 JOHTOPÄÄTÖKSET

Mittausten perusteella tutkimuspöydän siirtonopeudella havaittiin olevan heikentävä vaikutus sekä kuvan kontrastiin (kohina kasvaa) että paikkaerotuskykyyn. Annosoptimoinnilla voitiin kompensoida siirtonopeuden noston aiheuttamaa kuvainformaation menetystä

Tutkimuspöydän siirtonopeuden nostamisen vaikutus kohinaan

Tutkimuspöydän siirtonopeuden nostamisen todettiin lisäävän kuvan kohinaa. Mitä nopeammin tutkimuspöytää siirretään, sitä vähemmän gammakameran ilmaispäille jää aikaa kerätä säteilyn pulsseja, ja samalla kohinan määrä kasvoi, ja kasvu oli suurinta matalapulssisisissä kuvissa.

Tutkimuspöydän siirtonopeuden nostamisen vaikutus paikkaerotuskykyyn

Tutkimuspöydän siirtonopeuden noston todettiin heikentävän paikkaerotuskykyä. ^{57}Co -pistelähteillä tehdyillä mittauksilla osoitettiin, että kuvausnopeuden noston aiheuttama pulssien keruuajan lyheneminen heikensi myös paikkaerotuskykyä puoliarvoleveyden (FWHM) kasvaessa.

Kuvausnopeuden ja annosoptimoinnin vaikutus potilaskuvien säteilypulssien määrään.

Radioaktiivisen lääkkeen aktiivisuuden noston jälkeen suoritettu pulssimäärien tilastointi ja EANM:n ohjeistukseen vertailu osoitti, että kuvausnopeutta voitiin turvallisesti nostaa, ja silti saavuttaa EANM:n asettama hyvän kuvan kriteeri 1,5 miljoonaa pulssia/projektio (Van den Wyngaert ym. 2016, 1730). Luuston kokokehon gammakuvauksen kuvausnopeutta voitiin nostaa, kun nostettiin radioaktiivisen lääkkeen aktiivisuus STUK:n vertailutason mukaiseen 670 MBq:n. Aktiivisuuden nostaminen kompensoi kuvausnopeuden nostoa nostamalla pulssimäärää, ja kuvanlaatu säilyi riittävänä.

8 POHDINTA

Tämä tutkimus tehtiin OYS:n käytäntöjen kehittämiseksi ja radioaktiivisen lääkkeen oikean aktiivisuuden löytämiseksi, jotta isotooppitutkimukseen tulevalle potilaalle ei aiheudu perusteettoman suurta säteilyaltistusta. Tavoitteena oli nopeuttaa luuston kokokehon gammakuvauksen suoritusta, jolloin aikaa vapautuisi mahdollisiin lisätutkimuksiin, ja näin sujuvoittaa osaston päivittäistä toimintaa.

8.1 Tulosten tarkastelu

Siirtonopeuden vaikutus kuvan kohinaan:

Mittausten perusteella oli selvästi havaittavissa, kuinka nopeuden kasvaessa gammakameran ilmaisinpäiden keräämä pulssimäärä laski. Pulssimäärän laskiessa taustan kohina estää pienempien kohteiden näkymisen huonontaan kuvan laatua. Kohina (σ) on kääntäen verrannollinen annoksen neliöjuureen ($\sigma = 1/\sqrt{N}$) (Cherry ym. 2012, 244). Tämä tarkoittaa, että kohina kasvaa 40 %, mikäli annos puolittuu (ks. s. 13).

Siirtonopeuden vaikutus kuvan paikkaerotuskykyyn:

Mittausten perusteella oli myös selkeästi havaittavissa, kuinka nopeuden nostamisen aiheuttama kerätyn pulssimäärän lasku heikensi yksityiskohtien erottumista (FWHM -lukua) ja kuvan paikkaerotuskykyä. Mittausten perusteella pikkaserotuskyky säilyi kuitenkin kaikilla kuvausnopeuksilla STUK-määräyksen S/5/2019 antaman kokokehon kuvauksen paikkaerotuskykyvaatimuksen mukaisena (ks. s.12).

Nämä tekijät vaikuttavat kuvaan yhtenä kokonaisuutena, joten kuvan laatuun ei voi vaikuttaa muuttamalla vain yhtä näistä. Jos esimerkiksi paikkaerotuskykyä parannetaan, myös kohinan määrä kasvaa (Cherry ym. 2012, 233.)

Mittaustulosten perusteella siirtonopeuden nosto heikentää kuvanlaatua ja paikkaerotuskykyä nostamalla kohinan määrää. Tulosten perusteella voitiin kuitenkin potilaalle annettavan radioaktiivisen lääkkeen aktiivisuutta nostaa 555 MBq:sta 670 MBq:n, jonka Säteilyturvakeskus määrittelee luuston gammakuvauksen vertailutasoksi (STUK S/4/2019 liite 1, 7), ja nostaa skannausnopeus 8

cm/min nopeudesta 12 cm/min nopeuteen. Muutos toteutettiin OYS isotooppiosastolla pian mitausten teon jälkeen. Luuston kokokehon kuvauksista näin säästynyt aika on käytännössä hyödynnetty luustokuvauspotilaiden lisäkuvauksina tehtyihin SPECT-TT-kuvauksiin. SPECT-TT-kuvia halutaan monesti koko kehon kuvauksen lisäkuvina, mutta aiemmin näitä ei ole otettu huomioon potilasaikojen varatessa, ja tämä seikka on aiheuttanut muiden kuvausten myöhästymistä.

8.2 Tutkimuksen luotettavuus

Mittaamisen laatua arvioidaan reliabiliteetilla ja validiteetilla. Reliabiliteettia voidaan pitää hyvänä, mikäli mittaaminen on toistettavissa siten, että tulokset pysyvät saman kaltaisina. Validiteetti ilmaisee, onko saatu mitattua sitä mitä oli tarkoitus mitata. Tässä työssä on hyvin vaikea löytää seikkoja, jotka heikentäisivät mittauksen validiteettia. Tutkimusolosuhteet olivat hyvin säädeltävissä. (ks. Holopainen & Pulkkinen 2003, 14-15.)

Tässä työssä reliabiliteettia tuo se, että tutkimusasetelmat ja mittauksissa käytetyt fantomit valmistettiin tätä tutkimusta varten. Tutkimuksessa käytetyt skannausetäisyydet mitattiin huolellisesti, ja tulokset dokumentoitiin sähköisesti. Reliabiliteettia lisää tutkimuksen toistettavuus: menetelmät, laitteet, ja olosuhteet on dokumentoitu yksityiskohtaisesti, joten toisten tutkijoiden on mahdollista toistaa tutkimus tulosten varmistamiseksi. Lisäksi työ tehtiin sairaalafysiikan valvonnassa ja OYS:n laadunvarmistusmenetelmien mukaan. Mittaukset tehtiin huolellisesti ja dokumentoitiin sähköisesti.

Validiteettia työhön tuo se, että tulokset olivat odotetun kaltaisia. Cherry ym. (2012, 234) toteavat liikkeen aiheuttavan kuvan epätarkkuuden lisääntymistä. Osattiin siis etukäteen ennustaa kuvausnopeuden nostamisen aiheuttavan kohinan määrän kasvua, ja huonontavan paikkaerotuskykyä. Mittaukset nähtiin kuitenkin tärkeinä, jotta nähtiin, kuinka voimakkaasti kuvanlaatu heikkenee siirtonopeutta nostettaessa OYS:n Siemens Symbia-laitteella. Mittaustulokset vahvistivat oletukset. Vaikka nopeuden nosto heikensi kuvanlaatua kohinan määrän noustessa, voitiin heikentyminen kompensoida radioaktiivisen lääkkeen aktiivisuutta nostamalla.

8.3 Tutkimuksen eettisyys

Ollakseen eettistä tieteellisen tutkimuksen tulee tähdätä luotettaviin tuloksiin, olla puolueetonta, ja tutkijan on suojeltava mahdollisten koehenkilöiden etuja. (Uusitalo 2001, 31). Paikkaerotuskyky-

ja kohinamittaukset suoritettiin fantomilla, joten potilaita ei altistettu säteilylle. Kokonaispulssimäärä/projektio-analyysia varten tiedot kerättiin kuvattujen potilaiden kuvien metatiedoista sairaalafysiikan toimesta. Tästäkään ei potilaille aiheutunut ylimääräistä säteilyaltistusta, koska heidät kuvattiin sairauden tutkimiseksi, ei tätä tutkimusta varten. Säteilylain mukaan kaiken säteilyn käytön tulee olla oikeutettua, ja tarpeetonta altistusta tulee välttää. Säteilylaki edellyttää itsearviointia toiminnan käytäntöjen kehittämiseksi ja perusteettoman säteilyaltistuksen ehkäisemiseksi (Säteilylaki 859/2018 118 §). Tutkimuksessa ei altistettu potilaita, työ tehtiin pääasiassa fantommittauksina, ja mittauksissa säteilylle altistuivat vain mittausten tekijät. Täten tutkimus oli perusteltavissa sekä annosoptimoiminnan että osaston sujuvan toiminnan kannalta.

Potilastietoja käsitteli ainoastaan sairaalafysikko. Hän keräsi pulssimäärät potilaskuvista pulssimääräanalyysia varten.

Tutkimusongelman määrittely oli objektiivinen. Vaikka tutkijoilla oli odotuksia mittausten tuloksista (kuvauspöydän nopeus vaikuttaa kuvan tarkkuuteen), heillä ei ollut mahdollisuutta vaikuttaa mittaustuloksiin. Kokeessa käytetyt olosuhteet (kuvausetaisyydet, kuvauspöydän nopeus ja radioaktiivisen lääkkeen säteilymäärä) ja kuvauslaitteisto dokumentoitiin huolellisesti. Samoin tulokset kirjattiin sähköisesti taulukkolaskentaohjelmaan (Tutkimuseettinen neuvottelukunta 2012, 6.)

8.4 Omat oppimiskokemukset

Opinnäytetyötä tehdessäni opin, kuinka tärkeää suunnittelu ja tulosten tarkka kirjaaminen on onnistuneen tutkimuksen kannalta. Lisäksi opin, että itse tutkimuksen teolle on varattava riittävästi aikaa, jotta tutkimus voidaan valmistella ja toteuttaa huolellisesti ja rauhassa. Näin toimien tulokset saadaan analysoitua ja kirjattua huolellisesti.

Jo opinnäytetyön viitekehystä kootessani aloin pitää käden ulottuvilla muistikirjaa, johon kirjoitin ylös kaikki vastaan tulleet seikat ja kysymykset, jotka tulisi muistaa myöhemmin. Tämän tavaksi ottaminen helpotti huomattavasti myös tutkimuksen teon, analysoinnin, ja raportoinnin aikana.

Minulle tämä projekti yhdisti todella hyvin teorian käytäntöön: Taustatietojen haku eri lähteistä, teoreettisten mittausten teko ja analysointi, ja tulosten miltei välitön hyödyntäminen käytännön työssä näytti todella hyvin teorian tiedon tärkeyden röntgenhoitajan työssä.

8.5 Jatkotutkimushaasteet

Jatkotutkimushaasteena tulisi suorittaa kohina- ja paikkaerotuskykymittaukset eri laitevalmistajien toimittamien kuvaa parantavia ohjelmia ja algoritmeja käyttäen. Tällaisia ovat esimerkiksi GE:n Clarity 2D ja SwiftScan kohinanpoisto-ohjelmat ja Siemensin Pixon algoritmi.

LÄHTEET

Ballinger, J., Decristoforo, C., Farstad, B., McCoubrey, B., O'Reilly, G., Ryder, H., Stopar, T. & Van der Broek, W. 2008. The Radiopharmacy a Technologist's Guide. Wien: European Association of Nuclear Medicine. Viitattu, 3.4.2019, https://www.eanm.org/content-eanm/uploads/2016/11/tech_radiopharmacy.pdf.

Cherry, S., Sorenson, A. & Phelps, M. 2012. Physics in Nuclear Medicine. 4. painos. Philadelphia: Elsevier Inc.

Hirsjärvi, S., Remes, P. & Sajavaara, P. 2013. Tutki ja kirjoita. 15.-17. painos. Helsinki: Tammi.

Holopainen, M. & Pulkkinen, P. 2003. Tilastolliset menetelmät. Helsinki: WSOY.

IAEA. Image quality and quality control in diagnostic nuclear medicine. Viitattu 25.4.2020, <https://www.iaea.org/resources/rpop/health-professionals/nuclear-medicine/diagnostic-nuclear-medicine/image-quality-and-quality-control>

Inkinen, P., Manninen, R., & Tuohi, J. 2011. Momentti 2, Insinöörifysiikka. Keuruu: Otava

Kananen, J. 2011. Kvantti. Kvantitatiivisen Opinnäytetyön Kirjoittamisen Käytännön Opas. Jyväskylän Ammattikorkeakoulu.

Liukkonen, J. 2020. Optimointi isotooppikuvantamisessa. Terveystieteiden tutkimuskeskuksen valvontaraportti. Viitattu 21.4.2020. <http://www.julkari.fi/bitstream/handle/10024/139515/STUK-B-251.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

Liukkonen, J. 2015. Isotooppitutkimukset ja -hoidot Suomessa 2015. Viitattu 19.4.2020, <http://www.julkari.fi/bitstream/handle/10024/137634/stuk-b227.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

Saarakkala, S. 2017. Isotooppikuvaus. Viitattu 3.4.2020, https://www.oppiportti.fi/op/krd01404/do?p_haku=isotooppi#q=isotooppi

Siemens. Siemens Symbia. <https://www.siemens-healthineers.com/molecular-imaging/xspect/symbia-intevo>.

Siiskonen, T., Bly, R., Isaksson, R., Kaijaluoto, S., Kiuru, A., Kojo, K., Kurttio, P., Lahtinen, J., Lehtinen, M., Muikku, M., Peltonen, T., Ruonala, V., Torvela, T., Turtiainen, T., Virtanen, S. 2020. Suomalaisten keskimääräinen efektiivinen annos vuonna 2018. STUK. 2020. Viitattu 21.4.2020 http://www.julkari.fi/bitstream/handle/10024/139611/Suomalaisten_keskima%20a%20ra%20inen_efektiivinen_annos_vuonna_2018.pdf?sequence=6

Soimakallio, S., Kivisaari, L., Manninen, H., Svedström, E., Tervonen, O. 2005. Radiologia. Helsinki: WSOY.

STUK, 2015. Isotooppilääketiede. Viitattu 4.5.2020, <https://www.stuk.fi/aiheet/sateily-terveydenhuollossa/isotooppilaaeketiede>

Säteilylaki 859/2018.

Säteilyturvakeskuksen määräys oikeutusarvioinnista ja säteilysuojelun optimoinnista lääketieteellisessä altistuksessa. STUK 2019. Viitattu 28.5.2020. https://www.stuklex.fi/fi/STUK-S-4-2019_liite.pdf

Tutkimuseettinen neuvottelukunta. 2012. Hyvä tieteellinen käytäntö ja sen loukkausepäilyjen käsitteleminen Suomessa. Helsinki.

Uusitalo, H. 2001. Tiede, tutkimus ja tutkielma. 7. painos. Porvoo: Sanoma Pro

Van den Wyngaert, T., Strobel, K., Kampen, W., Kuwert, T., van der Bruggen, W., Mohan, H., Gnanasegaran, G., Delgado-Bolton, R., Weber, W., Behesti, M., Langsteger, W., Giammarile, F., Mootaghy, F., Paycha, F., 2016. The EANM practice guidelines for bone scintigraphy. EANM

PULSSIMÄÄRÄT JA SKAALAUUS

LIITE 1

Mittaustulokset								Skaalaus			
Siirtonopeus	Aktiivisuus		pulssi-					Skaalaus-		skaalatut	
8 cm/min, µl	MBq	cells	määrä	average	min	max	stdev	kerroin	cells	pulssit	
1000	1,6	19,8	20967	1030	747	1472	207	4,975845	5,0505	100	105893,8335
1000	1,6	19,2	20488	1064	754	1497	208	5,115385	5,2083	100	106707,6504
500	0,7	17,2	9719	563	409	799	104	5,413462	5,8139	100	56505,2941
500	0,7	20	11040	552	379	748	107	5,158879	5	100	55200
300	0,5	21,8	8123	373	262	517	75,8	4,920844	4,5872	100	37261,8256
300	0,5	20,5	7668	374	260	516	72,8	5,137363	4,878	100	37404,504
200	0,3	21,8	5870	270	193	382	55,3	4,882459	4,5872	100	26926,864
Tausta		118	1687	14,3	2	46	7,64	1,871728	0,8474	100	1429,5638
Tausta,vartalo		143	9567	66,9	50	88	5,71	11,71629	0,6993	100	6690,2031

Siirtonopeus								Skaalaus-			
10 cm/min, µl	Aktiivisuus		pulssi-					Skaalaus-		skaalatut	
µl	MBq	cells	määrä	average	min	max	stdev	kerroin	cells	pulssit	
1000	1,6	20,8	16631	801	554	1103	162	4,944444	4,8077	100	79956,8587
1000	1,6	18,2	15229	834	587	1165	151	5,523179	5,4945	100	83675,7405
500	0,7	20,5	8430	411	284	561	81,2	5,061576	4,878	100	41121,54
500	0,7	20	8482	424	293	580	85,3	4,970692	5	100	42410
300	0,5	20,8	5914	285	202	401	57,7	4,939341	4,8077	100	28432,7378
300	0,5	22,2	6129	275	196	289	54,4	5,055147	4,5045	100	27608,0805
200	0,3	19	4222	222	155	307	44,7	4,966443	5,2632	100	22221,2304
Tausta		55,2	561	10,1	2	27	5,1	1,980392	1,8112	100	1016,0832
Tausta,vartalo		149	7863	52,9	37	71	4,94	10,7085	0,6711	100	5276,8593

Siirtonopeus								Skaalaus-			
12 cm/min, µl	Aktiivisuus		pulssi-					Skaalaus-		skaalatut	
µl	MBq	cells	määrä	average	min	max	stdev	kerroin	cells	pulssit	
1000	1,6	20,2	13069	645	449	885	130	4,961538	4,9505	100	64698,0845
1000	1,6	19,8	12992	658	459	907	123	5,349593	5,0505	100	65616,096
500	0,7	19	6605	348	246	479	68,9	5,050798	5,2632	100	34763,436
500	0,7	21,2	7186	338	236	467	68,5	4,934307	4,717	100	33896,362
300	0,5	18,5	4624	250	180	348	45,6	5,482456	5,4054	100	24994,5696
300	0,5	18,8	4508	240	174	342	47,6	5,042017	5,3191	100	23978,5028
200	0,3	18	3212	178	126	250	32,4	5,493827	5,5556	100	17844,5872
Tausta		86,5	973	11,2	2	41	8,15	1,374233	1,156	100	1124,788
Tausta,vartalo		164	6966	42,6	30	64	4,74	8,987342	0,6098	100	4247,8668

Siirtonopeus								Skaalaus-			
14 cm/min, µl	Aktiivisuus		pulssi-					Skaalaus-		skaalatut	
µl	MBq	cells	määrä	average	min	max	stdev	kerroin	cells	pulssit	
1000	1,6	19,8	10880	551	385	756	105	5,247619	5,2632	100	57263,616
1000	1,6	18	10448	580	412	810	113	5,132743	5,5556	100	58044,9088
500	0,7	19,2	5543	288	205	406	54,5	5,284404	5,2083	100	28869,6069
500	0,7	21,8	6080	280	183	380	56,8	4,929577	4,5872	100	27890,176
300	0,5	15,8	3318	211	151	297	36,9	5,718157	6,3291	100	20999,9538
300	0,5	18	3625	201	144	248	39,1	5,140665	5,5556	100	20139,05
200	0,3	17,5	2660	152	106	20	29,1	5,223368	5,7143	100	15200,038
Tausta		78,5	626	7,97	1	25	4,24	1,879717	1,2738	100	797,3988
Tausta,vartalo		143	4902	34,4	21	52	4,53	7,593819	0,6993	100	3427,9686

Siirtonopeus 16 cm/min, Aktiivisuus											
μl	MBq	cells	pulssi- määrä	average	min	max	stdev	Skaalaus- kerroin		cells	skaalatut pulssit
1000	1,6	20,8	9540	460	320	631	92,7	4,962244	4,8077	100	45865,458
1000	1,6	17,8	8769	494	359	711	89,9	5,494994	5,618	100	49264,242
500	0,7	20,2	4890	241	176	348	45,5	5,296703	4,9505	100	24207,945
500	0,7	20	4829	241	169	335	48,8	4,938525	5	100	24145
300	0,5	16,8	3020	180	134	258	29,2	6,164384	5,9524	100	17976,248
300	0,5	18,5	3174	172	123	244	34,5	4,985507	5,4054	100	17156,7396
200	0,3	20,8	2558	123	87,5	173	25,9	4,749035	4,8077	100	12298,0966
Tausta		37,2	175	4,68	0	12	2,03	2,305419	2,6882	100	470,435
Tausta,vartalo		131	3900	29,8	19	45	4,09	7,286064	0,763358	100	2977,0962

Siirtonopeus 18 cm/min, Aktiivisuus											
μl	MBq	cells	pulssi- määrä	average	min	max	stdev	Skaalaus- kerroin		cells	skaalatut pulssit
1000	1,6	20	8159	408	290	571	75,2	5,425532	5	100	40795
1000	1,6	19,5	8223	422	292	579	81,5	5,177914	5,128205	100	42169,23077
500	0,7	17,5	3750	214	158	313	38,3	5,587467	5,714286	100	21428,57143
500	0,7	20	4209	210	147	289	38,9	5,398458	5	100	21045
300	0,5	17,8	2791	157	110	217	31,4	5	5,617978	100	15679,77528
300	0,5	20,5	2933	143	98,5	194	27,8	5,143885	4,878049	100	14307,31707
200	0,3	16,8	1892	113	80,5	157	22,6	5	5,952381	100	11261,90476
Tausta		53	214	4,04	0	11	1,72	2,348837	1,8868	100	403,7752
Tausta,vartalo		147	3896	26,6	13	45	4,19	6,348449	0,68027	100	2650,33192

PULSSIMÄÄRÄT JA SKAALAUUS

LIITE 2

Mittaustulokset							Skaalaus			Kohina				
Siirtonopeus	Aktiivisuus	pulssi-		average	min	max	Skaalaus-		skaalatut	average	min	max	Noise	Keskiarvo-
8 cm/min, µl	MBq	cells	määrä				kerroin	pulssit					= 1/N0,5	kohina
1000	1,6	19,8	20967	1030	747	1472	4,975845	5,0505	105893,834	5202,015	3772,724	7434,336	0,003073	0,0030671
1000	1,6	19,2	20488	1064	754	1497	5,115385	5,2083	106707,65	5541,631	3927,058	7796,825	0,003061	
500	0,7	17,2	9719	563	409	799	5,413462	5,8139	56505,2941	3273,226	2377,885	4645,306	0,004207	0,0042316
500	0,7	20	11040	552	379	748	5,158879	5	55200	2760	1895	3740	0,004256	
300	0,5	21,8	8123	373	262	517	4,920844	4,5872	37261,8256	1711,026	1201,846	2371,582	0,00518	0,0051755
300	0,5	20,5	7668	374	260	516	5,137363	4,878	37404,504	1824,372	1268,28	2517,048	0,005171	
200	0,3	21,8	5870	270	193	382	4,882459	4,5872	26926,864	1238,544	885,3296	1752,31	0,006094	0,0060941
Tausta		118	1687	14,3	2	46	1,871728	0,8474	1429,5638	12,11782	1,6948	38,9804		
Tausta,vartalo		143	9567	66,9	50	88	11,71629	0,6993	6690,2031	46,78317	34,965	61,5384	0,012226	0,0122259

Siirtonopeus	Aktiivisuus	pulssi-		average	min	max	Skaalaus-		skaalatut	average	min	max	Noise	Keskiarvo-
10 cm/min, µl	MBq	cells	määrä				kerroin	pulssit					= 1/N0,5	kohina
1000	1,6	20,8	16631	801	554	1103	4,944444	4,8077	79956,8587	3850,968	2663,466	5302,893	0,003477	0,0034383
1000	1,6	18,2	15229	834	587	1165	5,523179	5,4945	83675,7405	4582,413	3225,272	6401,093	0,003399	
500	0,7	20,5	8430	411	284	561	5,061576	4,878	41121,54	2004,858	1385,352	2736,558	0,004849	0,0048118
500	0,7	20	8482	424	293	580	4,970692	5	42410	2120	1465	2900	0,004775	
300	0,5	20,8	5914	285	202	401	4,939341	4,8077	28432,7378	1370,195	971,1554	1927,888	0,005831	0,0058747
300	0,5	22,2	6129	275	196	289	5,055147	4,5045	27608,0805	1238,738	882,882	1301,801	0,005918	
200	0,3	19	4222	222	155	307	4,966443	5,2632	22221,2304	1168,43	815,796	1615,802	0,006596	0,0065964
Tausta		55,2	561	10,1	2	27	1,980392	1,8112	1016,0832	18,29312	3,6224	48,9024		
Tausta,vartalo		149	7863	52,9	37	71	10,7085	0,6711	5276,8593	35,50119	24,8307	47,6481	0,013536	0,0135358

Siirtonopeus	Aktiivisuus	pulssi-		average	min	max	Skaalaus-		skaalatut	average	min	max	Noise	Keskiarvo-
12 cm/min, µl	MBq	cells	määrä				kerroin	pulssit					= 1/N0,5	kohina
1000	1,6	20,2	13069	645	449	885	4,961538	4,9505	64698,0845	3193,073	2222,775	4381,193	0,003812	0,0037989
1000	1,6	19,8	12992	658	459	907	5,349593	5,0505	65616,096	3323,229	2318,18	4580,804	0,003786	
500	0,7	19	6605	348	246	479	5,050798	5,2632	34763,436	1831,594	1294,747	2521,073	0,005201	0,0052339
500	0,7	21,2	7186	338	236	467	4,934307	4,717	33896,362	1594,346	1113,212	2202,839	0,005267	
300	0,5	18,5	4624	250	180	348	5,482456	5,4054	24994,5696	1351,35	972,972	1881,079	0,006133	0,0061978
300	0,5	18,8	4508	240	174	342	5,042017	5,3191	23978,5028	1276,584	925,5234	1819,132	0,006262	
200	0,3	18	3212	178	126	250	5,493827	5,5556	17844,5872	988,8968	700,0056	1388,9	0,007259	0,007259
Tausta		86,5	973	11,2	2	41	1,374233	1,156	1124,788	12,9472	2,312	47,396		
Tausta,vartalo		164	6966	42,6	30	64	8,987342	0,6098	4247,8668	25,97748	18,294	39,0272	0,014877	0,0148774

Siirtonopeus	Aktiivisuus	pulssi-		average	min	max	Skaalaus-		skaalatut	average	min	max	Noise	Keskiarvo-
14 cm/min, µl	MBq	cells	määrä				kerroin	pulssit					= 1/N0,5	kohina
1000	1,6	19,8	10880	551	385	756	5,247619	5,2632	57263,616	2900,023	2026,332	3978,979	0,004002	0,0039885
1000	1,6	18	10448	580	412	810	5,132743	5,5556	58044,9088	3222,248	2288,907	4500,036	0,003975	
500	0,7	19,2	5543	288	205	406	5,284404	5,2083	28869,6069	1499,99	1067,702	2114,57	0,005636	0,0056854
500	0,7	21,8	6080	280	183	380	4,929577	4,5872	27890,176	1284,416	839,4576	1743,136	0,005735	
300	0,5	15,8	3318	211	151	297	5,718157	6,3291	20999,9538	1335,44	955,6941	1879,743	0,006609	0,0066785
300	0,5	18	3625	201	144	248	5,140665	5,5556	20139,05	1116,676	800,0064	1377,789	0,006748	
200	0,3	17,5	2660	152	106	20	5,223368	5,7143	15200,038	868,5736	605,7158	114,286	0,007768	0,0077678
Tausta		78,5	626	7,97	1	25	1,879717	1,2738	797,3988	10,15219	1,2738	31,845		
Tausta,vartalo		143	4902	34,4	21	52	7,593819	0,6993	3427,9686	24,05592	14,6853	36,3636	0,016356	0,0163561

Siirtonopeus														
16 cm/min,	Aktiivisuus		pulssi-					Skaalaus-	skaalatut				Noise	Keskiarvo-
μ	MBq	cells	määrä	average	min	max		kerroin	pulssit	average	min	max	= 1/N0,5	kohina
1000	1,6	20,8	9540	460	320	631	4,962244	4,8077	45865,458	2211,542	1538,464	3033,659	0,00442	0,0043427
1000	1,6	17,8	8769	494	359	711	5,494994	5,618	49264,242	2775,292	2016,862	3994,398	0,004265	
500	0,7	20,2	4890	241	176	348	5,296703	4,9505	24207,945	1193,071	871,288	1722,774	0,006084	0,0060883
500	0,7	20	4829	241	169	335	4,938525	5	24145	1205	845	1675	0,006092	
300	0,5	16,8	3020	180	134	258	6,164384	5,9524	17976,248	1071,432	797,6216	1535,719	0,007061	0,0071439
300	0,5	18,5	3174	172	123	244	4,985507	5,4054	17156,7396	929,7288	664,8642	1318,918	0,007227	
200	0,3	20,8	2558	123	87,5	173	4,749035	4,8077	12298,0966	591,3471	420,6738	831,7321	0,008536	0,0085364
Tausta		37,2	175	4,68	0	12	2,305419	2,6882	470,435	12,58078	0	32,2584		
Tausta,vartalo		131	3900	29,8	19	45	7,286064	0,763358	2977,0962	22,74807	14,5038	34,35111	0,01735	0,01735

Siirtonopeus														
18 cm/min,	Aktiivisuus		pulssi-					Skaalaus-	skaalatut				Noise	Keskiarvo-
μ	MBq	cells	määrä	average	min	max		kerroin	pulssit	average	min	max	= 1/N0,5	kohina
1000	1,6	20	8159	408	290	571	5,425532	5	40795	2040	1450	2855	0,004639	0,0046011
1000	1,6	19,5	8223	422	292	579	5,177914	5,128205	42169,2308	2164,103	1497,436	2969,231	0,004563	
500	0,7	17,5	3750	214	158	313	5,587467	5,714286	21428,5714	1222,857	902,8571	1788,571	0,006401	0,00643
500	0,7	20	4209	210	147	289	5,398458	5	21045	1050	735	1445	0,006459	
300	0,5	17,8	2791	157	110	217	5	5,617978	15679,7753	882,0225	617,9775	1219,101	0,007483	0,0076584
300	0,5	20,5	2933	143	98,5	194	5,143885	4,878049	14307,3171	697,561	480,4878	946,3415	0,007834	
200	0,3	16,8	1892	113	80,5	157	5	5,952381	11261,9048	672,619	479,1667	934,5238	0,00883	0,0088295
Tausta		53	214	4,04	0	11	2,348837	1,8868	403,7752	7,622672	0	20,7548		
Tausta,vartalo		147	3896	26,6	13	45	6,348449	0,68027	2650,33192	18,09518	8,84351	30,61215	0,018203	0,0182029

		Skaalaustekijä, syötetään ohjelmaan (Pixel size														Pikseliko ko (laitteen antama)
cm/min		(mm))	max_Y	fwhm_X1	10hm_X1	fwhm_X2	10hm_X2	fwhm_X	10hm_X	fwhm_Y1	10hm_Y1	fwhm_Y2	10hm_Y2	fwhm_Y	10hm_Y	
0	ant	2,4260	5713	10,153	17,724	9,440	17,467	9,797	17,60	10,172	18,302	10,124	18,129	10,148	18,22	2,398
8	ant	2,4330	4562	9,749	17,265	10,255	18,175	10,00	17,72	10,082	18,284	10,642	18,880	10,36	18,58	2,398
10	ant	2,4353	3564	9,588	17,361	10,168	17,714	9,88	17,54	10,408	18,503	10,657	18,759	10,53	18,63	2,398
12	ant	2,4370	3122	9,760	17,456	10,111	18,022	9,94	17,74	10,092	17,783	10,752	18,762	10,42	18,27	2,398
14	ant	2,4351	2476	9,833	17,433	10,059	17,830	9,95	17,63	10,649	18,358	10,542	18,760	10,60	18,56	2,398
16	ant	2,4340	2196	10,094	17,676	10,191	17,914	10,14	17,80	10,639	18,530	10,228	18,501	10,43	18,52	2,398
18	ant	2,4317	1938	10,070	17,520	10,272	17,734	10,17	17,63	10,644	18,547	10,369	18,471	10,51	18,51	2,398

POTILAIKEN PULSSIMÄÄRÄT

LIITE 4

8cm/min	555MBq	Tc99m HDP	10cm/min	670MBq	Tc99m HDP	12cm/min	670MBq	Tc99m-HDP
Potilas	counts AP	Counts PA	Potilas	Counts AP	Counts PA	Potilas	Counts AP	Counts PA
1	2354697	2223105	1	3136516	2783499	1	2248411	2202576
2	2978788	2800315	2	2322482	2077069	2	1946393	1839270
3	2332019	2113061	3	2321198	2128410	3	2975608	2841414
4	2735060	2396385	4	1835207	1727350	4	1832133	1606762
5	2909619	2687037	5	2633060	2367665	5	2760605	2445966
6	1968715	1895946	6	2685886	2347539	6	2303090	2132821
7	3002625	2782202	7	3048257	2746364	7	2110319	1960874
8	2597785	2456529	8	2536460	2458505	8	2154123	2051338
9	2483372	2027242	9	3245008	2694485	9	2972996	2332287
10	3308925	2551053	10	3863350	3873463	10	2498034	2179599
11	1788250	1741816	11	3536884	3160090	11	1539179	1377704
12	2653655	2464200	12	2755661	2307474	12	1910045	1959475
13	1934327	1642755	13	2888098	2643475	13	1527998	1365644
14	3343968	3247421	14	2709512	2367106	14	3005556	2609888
15	2011996	1776493	15	1956578	1756584	15	2959377	2646311
16	3869765	3773063	16	2598709	2511899	16	1352474	1210822
17	4177394	3986516	17	2624003	2368667	17	1782787	1588009
18	2072700	1865902	18	3041223	2951153	18	2162463	1968884
19	2066001	1994169	19	3365550	3075588	19	2709477	2445956
20	2315368	2103568	20	4025135	3663903	20	2077068	2021955
21	1619724	1484472	21	2352188	2163271	21	2197232	1904097
22	2453687	2265386	22	2620237	2345725	22	2037873	1880119
23	2946819	2616934	23	2057395	1926016	23	1655584	1698031
24	3355271	3283147	24	2118658	1932991	24	2836052	2448760
25	2276496	2058689	25	4293839	4068710	25	1978536	1838401
26	1897775	1760445	26	3250797	2987366	26	1840135	1760349
27	2872755	2802495	27	2023065	1937755	27	1239789	1331776
28	2042019	1883629	28	3045059	2828865	28	1615865	1411051
29	2072074	1808029	29	1765451	1536916	29	1811803	1608067
30	2226753	2024522	30	2751494	2689114	30	1963145	1876857
KA	2555613,4	2350550,87		2780232	2547567,23		2133472	1951502,1